



저작자표시-비영리-변경금지 2.0 대한민국

이용자는 아래의 조건을 따르는 경우에 한하여 자유롭게

- 이 저작물을 복제, 배포, 전송, 전시, 공연 및 방송할 수 있습니다.

다음과 같은 조건을 따라야 합니다:



저작자표시. 귀하는 원저작자를 표시하여야 합니다.



비영리. 귀하는 이 저작물을 영리 목적으로 이용할 수 없습니다.



변경금지. 귀하는 이 저작물을 개작, 변형 또는 가공할 수 없습니다.

- 귀하는, 이 저작물의 재이용이나 배포의 경우, 이 저작물에 적용된 이용허락조건을 명확하게 나타내어야 합니다.
- 저작권자로부터 별도의 허가를 받으면 이러한 조건들은 적용되지 않습니다.

저작권법에 따른 이용자의 권리는 위의 내용에 의하여 영향을 받지 않습니다.

이것은 [이용허락규약\(Legal Code\)](#)을 이해하기 쉽게 요약한 것입니다.

[Disclaimer](#)

공학박사 학위논문

PDMS기반의 고원형 신경 접속 전극 구조 설계 및 구현

**Design and Implementation of PDMS-based,
Plateau-type, Electrode Structure for Neural
Interface**

2016년 2월

서울대학교 대학원
전기정보공학부
김준민

PDMS기반의 고원형 신경 접속 전극 구조 설계 및 구현

Design and Implementation of PDMS-based, Plateau-type, Electrode Structure for Neural Interface

지도교수 서종모

이 논문을 공학박사 학위논문으로 제출함
2016년 2월

서울대학교 대학원
전기정보공학부
김준민

김준민의 박사 학위논문을 인준함
2016년 2월

위원장	조동일	(인)
부위원장	서종모	(인)
위원	김성준	(인)
위원	이종호	(인)
위원	구교인	(인)

초 록

복잡한 표면 굴곡을 갖는 신경 조직과 효과적으로 인터페이스하기 위한 PDMS기반의 유연한 평판형 미세전극을 개발하고 그 성능을 검증하였다. 기록전극 측면에서, 기존의 요철형 전극 구조를 탈피하고 고원지형 모양의 전극을 특징으로하는 플라토(plateau)전극 제조 방법을 제안하였다. 기존의 다른 생체적합성 폴리머인 폴리이미드나 패럴린으로 제작된 다채널전극은 낮은 적합성(conformability)과 신경조직과 비교하여 높은 영률 그리고 뉴런과 전극 사이에 공기 간힘 현상이 발생하는 한계를 가지고 있었다. 전극의 요철 구조는 뇌와 같이 부드러운 신경 조직에서는 재분포(repopulation)현상으로 문제가 완화되지만 척수와 같이 신경 다발로 이루어진 조직에서는 신호 열화의 주된 요인이 되었다. 본 연구에서 사용한 PDMS는 생체적합성 폴리머 중 가장 신경조직과의 영률이 유사하고 뛰어난 적합성을 가지고 있어 기록용전극의 재료로 적합하다. 그러나 다른 폴리머와 유사하게 PDMS의 소수성 특성으로 인하여 전극의 크기가 작아질수록 공기 간힘현상이 두드러지게 발생하였고 이로인하여 실험의 신뢰성에 문제가 발생하였다. 개발된 플라토전극은 신경조직과의 적합성 및 공기 간힘 현상을 효과적으로 해결함으로써 신뢰성있는 동물실험을 수행할 수 있었다.

자극전극 측면에서, 기존 수직형 벽면 전극의 전류 밀도 분포는 전극의 가장자리에서 가장 강하게 나타나 조직을 균일하게 자극하기 어려웠다. 하지만 전극의 벽면 모양에 따라 전극의 표면에 유기되는 전류 밀도 분포가 변하는 것을 확인하고 PDMS기반의 경사 벽면을 갖는 전극제작 기법을 제안하고 제작하였다. 경사각을 제어하기 위해서 음성감광제의 노광에너지

지를 변화시키는 방법을 이용하였다. 과소노광 정도와 마스크와 감광제의 간격 따라 감광제 기둥의 경사를 효율적으로 제어할 수 있으며, 이를 이용하여 전극 벽면의 경사를 제어할 수 있었다. 그리고 수직 벽면 전극, 경사 벽면 전극, 표면 부착형 전극구조에서 전류 밀도 분포를 검증하기 위하여 COMSOL을 이용해 전류 밀도 분포를 시뮬레이션하였다.

다층 기판 제작에 있어 가장 중요한 층간연결 기법을 기존의 수직형 층간연결에서 경사형 층간연결로 대체함으로써 도금공정 없이 다층 기판을 제작하는 공정 기술을 제안하였다. 그리고 층간연결 과정에서 PDMS와 금을 연결하기 위한 티타늄을 배제하는 공정을 제안함으로써 층간연결에서 발생하는 저항을 효과적을 방지하였다. 그리고 PDMS기판의 인장 및 굽힘시험을 수행하여 인장비율이 4%이내에서는 단선이 발생하지 않음을 확인하였고 3000회의 굽힘실험 동안에 성능의 열화가 미미함을 확인하였다. 본 연구에서는 8개의 층간연결과 5회의 도선 교차가 발생하는 양면 기판을 제작하여 제안 기법의 유효성을 검증하였다.

기존 방식으로 제작한 오목한(recessed) 전극과 제안한 플라토 전극을 이용하여 동물 실험을 수행하였다. 오목한 전극에서는 공기 간섭 현상으로 인하여 신뢰성 있는 신호 기록이 이루어지지 않았으나, 플라토 전극에서는 공기 간섭 현상이 일어나지 않아 효과적으로 생체 신호를 기록할 수 있었다. 동물 실험은 두가지 환경에서 진행하였는데, 한 실험은 설치류의 회음부를 물리적으로 자극함으로써 발생하는 척수신경 신호를 기록함으로써 자극의 유효성을 검증하였고, 다른 하나는 2가지의 냄새물질을 설치류의 코에 주입한 후, 뇌의 후각망울에서 그 신호를 측정함으로써 자극의

유효성을 검증하였다.

주요어 : PDMS, 미세전극, BCI, 공기 감압, 다층 기판, 희생 기둥

학번 : 2011-30222

목 차

I. 서론	1
1.1 신경 접속 기술	1
1.2 다채널 전극열 기술	4
1.2.1 폴리머 기반의 유연한 표면형 MEA	6
1.2.2 실리콘 고무	9
1.2.3 PDMS 기반의 유연한 표면형 MEA	12
1.3 PDMS기반의 반도체 공정 기술	15
1.3.1 미세 공정 문제	15
1.3.2 기록 전극 문제	16
1.3.3 자극 전극 문제	17
1.3.4 다층 기판 문제	18
1.4 요약	20
II. 연구 방법	23
2.1 PDMS를 이용한 반도체 공정	24
2.1.1 표면 처리 기술	24
2.1.2 금속 도선 식각	29
2.1.3 기존의 PDMS 패터닝 기법	42
2.1.4 제안 주물 기법	44
2.2 기록용 플라토(Plateau) 전극	50
2.2.1 플라토 전극 제작 공정	51
2.2.2 전극 프로파일	56

2.2.3	임피던스 측정	58
2.2.4	전극의 표면 접촉 성능	60
2.3	자극용 경사 전극(slanted-edge electrode)	60
2.3.1	기존 전극의 전류 밀도 문제	61
2.3.2	경사 전극 제작 공정	62
2.3.3	신뢰성 실험	67
2.3.4	전극 구조에 따른 전류 밀도 분포 시뮬레이션	69
2.4	PDMS 기반의 다층 기판 제작의 필요성	69
2.4.1	MPTMS를 이용한 PDMS 표면 개질	71
2.4.2	열압착기를 이용한 PDMS박막 평탄도 향상	73
2.4.3	다층 기판을 위한 연결통로(Via) 구조	74
2.4.4	다층 기판 제작 공정 기법	75
2.4.5	정전 용량 측정	79
2.5	플라토(plateau) 전극을 이용한 동물실험	79
2.5.1	신경 신호 기록을 위한 인터페이스 제작	80
2.5.2	척수 신경 신호 기록 실험	82
2.5.3	후각망을 신경 신호 기록 실험	84
III.	결론	86
3.1	PDMS 기반의 반도체 공정 결과	86
3.1.1	PDMS 표면 개질 결과	86
3.1.2	금속 박막과 PDMS 계면의 접착력 실험 결과	86
3.1.3	금속 도선 제작 실험 결과	90
3.1.4	인장 및 굽힘 실험 결과	97
3.1.5	PDMS 패터닝 기법 결과	98

3.2	기록용 플라토 전극 제작 결과	110
3.2.1	전극 3D 프로파일 결과	111
3.2.2	임피던스 측정 결과	114
3.2.3	공기 간섭 현상 방지 결과	117
3.3	자극용 경사 전극 제작 결과	117
3.3.1	신뢰성 실험 결과	121
3.3.2	전류 밀도 분포 시뮬레이션 결과	122
3.4	PDMS기반의 다층 기판 제작 결과	124
3.4.1	정전용량 측정결과	124
3.4.2	누화(cross talk) 잡음	127
3.4.3	레이저를 이용한 외형 절단 및 MEA 회수	130
3.5	In Vivo 실험	132
3.5.1	척수 신경 신호 기록 실험 결과	132
3.5.2	후각망을 신경 신호 기록 실험 결과	135
IV.	토의	139
4.1	PDMS 표면처리 기술	139
4.2	사진공정을 위한 음성 감광제 선택	140
4.3	유기 용액에 의한 PDMS 변형	141
4.4	주물 공정 제안	141
4.5	기록용 플라토 전극	142
4.6	자극용 완만한 경사 전극	142
4.7	다층 기판 제작을 위한 연결통로	143
V.	결론 및 향후 연구방향	144
5.1	결론	144

5.2	향후 연구방향	146
	참고 문헌	148
	Abstract	161

그림 목 차

그림 1-1. 침습형 전극 유형	3
그림 1-2. 단단한 MEA 유형	5
그림 1-3. 유연한 표면형 MEA	6
그림 1-4. 실리콘 고무 분자구조	11
그림 1-5. 폴리머 영률 비교	13
그림 1-6. 폴리머의 순응성 비교	14
그림 1-7. 요철 구조를 갖는 기록 전극	17
그림 1-8. 자극 전류의 허용 범위	18
그림 1-9. 요철 구조를 갖는 자극 전극의 전류 밀도 분포	19
그림 1-10. 기존의 PDMS기반의 다층 구조	20
그림 2-1. PDMS의 화학 구조	24
그림 2-2. 산소 플라즈마 처리 후 PDMS 표면의 화학 구조	26
그림 2-3. 산소 플라즈마로 개질된 PDMS 표면의 소수성 회복	26
그림 2-4. HEMA 공정으로 개질된 PDMS 표면의 소수성 회복	27
그림 2-5. 테이프를 이용한 정성적인 접착력 실험 방법	29
그림 2-6. 열팽창 계수 비교	32
그림 2-7. 열팽창에 의한 박막 균열	33
그림 2-8. 건식식각 후 PDMS 박막 위의 AuCl_3 잔여물	36
그림 2-9. 일반적인 습식식각 공정 및 문제점	39
그림 2-10. 인장력 실험 환경	42
그림 2-11. 굽힘 실험 환경	43
그림 2-12. 기존 PDMS 패터닝 공정	45

그림 2-13. 노광 거리에 따른 감광제 특성	48
그림 2-14. 노광 시간에 따른 감광제 구조물의 모양 변화	48
그림 2-15. 신경 기록용 전극 구조 제안	52
그림 2-16. 신경 기록용 전극 제작 공정	55
그림 2-17. 보편적인 플라즈마 장비 원리	57
그림 2-18. 임피던스 측정 환경	59
그림 2-19. 신경 기록용 전극 제작 공정	66
그림 2-20. 누설 실험 방법	68
그림 2-21. 시뮬레이션 전극 3종의 구조	70
그림 2-22. 다층 기판 제작 기술을 통한 전극 집적도 향상	71
그림 2-23. MPTMS를 이용한 표면 개질 원리	72
그림 2-24. 열압착기를 이용한 PDMS박막 제작	73
그림 2-25. PDMS기반의 다층 기판 제작을 위한 연결통로 구조 제안	75
그림 2-26. 신경 기록용 전극 제작 공정	76
그림 2-27. 다층 기판 제작을 위한 반도체 공정	78
그림 2-28. PDMS기반의 다층 기판 정전 용량 측정 실험	80
그림 2-29. ZIF 커넥터와 전극 인터페이스	81
그림 2-30. 척수 신경 신호 기록 실험 환경	83
그림 2-31. 후각망울 신경 신호 기록 실험 환경	85
그림 3-1. 표면 개질 방법에 따른 금 박막 표면 상태	87
그림 3-2. 테이프 테스트 실험 결과	89
그림 3-4. 장시간 유기용매에 노출된 PDMS	93
그림 3-5. 온도에 따른 PDMS 무게 변화	94
그림 3-6. 온도에 따른 PDMS 균열	95

그림 3-7. 습식식각을 이용한 도선 패터닝 결과	96
그림 3-8. 인장력 실험 결과	99
그림 3-9. 굽힘 실험 결과	100
그림 3-10. 인장 및 굽힘실험 전후 SEM 이미지	101
그림 3-11. 기존 식각 방법을 이용한 PDMS 패터닝	103
그림 3-12. 희생 감광제 기둥의 경사 조절 결과	104
그림 3-13. 다양한 기저물질에서 스피코팅 속도와 PDMS의 두 께 측정	106
그림 3-14. 고속 스피코팅을 이용한 PDMS 구멍 패턴 제작 결과 .	108
그림 3-15. 저속 스피코팅을 이용한 PDMS 구멍 패턴 제작 결과 .	109
그림 3-16. 플라토 전극 제작	112
그림 3-17. 플라토 전극의 3차원 구조	113
그림 3-18. 플라토 전극 확대 사진	115
그림 3-19. 기존 전극과 플라토 전극의 임피던스 특성	116
그림 3-20. 공기 갇힘 현상 비교	118
그림 3-21. 자극용 경사 전극 제작 결과	119
그림 3-22. 전극 오프닝 경사 제어	120
그림 3-23. 전극 수명의 온도 특성	122
그림 3-24. 전극 구조별 전류 밀도 분포 시뮬레이션	125
그림 3-25. PDMS기반의 다층 기판 제작 결과	126
그림 3-26. 정전 용량 측정 실험	127
그림 3-27. 누화(cross talk) 모델	129
그림 3-28. 레이저를 이용한 외형 절단 및 MEA 회수	131
그림 3-29. 설치류 척수에서의 신경 기록 결과	133
그림 3-30. 척수 신경 신호의 주파수 분석	134

그림 3-31. 후각망울용 플라토 전극	135
그림 5-1. 폴리머로만 구성된 신경 전극	147

표 목 차

표 1-1. 폴리머 기반의 MEA	8
표 1-2. 실리콘 고무의 공통 특성	10
표 1-3. 관능기에 따른 실리콘 고무 특성	12
표 2-1. Hildebrand 용해 변수 및 PDMS 팽윤비	34
표 2-2. 건식식각 잔여물 휘발 온도	37
표 2-3. 금 식각 용액 비교	40
표 2-4. 표면 장력	50
표 2-5. 시뮬레이션 파라미터	69
표 2-6. 전극 제작에 사용되는 물질의 저항률(resistivity)	75
표 3-1. 테이프 이용한 접착력 실험 결과	88
표 3-2. 감광제 경사 제어 파라미터 결과	105
표 3-3. TBAF를 이용한 PDMS 습식식각율	110
표 3-4. 정전용량 측정 결과	127

제 1 장 서 론

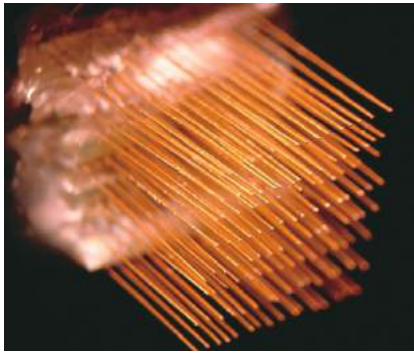
1.1 신경 접속 기술

신경 접속 기술(Brain Computer Interface, BCI)은 다양한 공학기술들을 활용하여 신경계의 기능을 침습 혹은 비침습적으로 접근하여 생체 신호를 기록하거나 신체에 자극을 가하는 기술이다 [1]. 이러한 기술은 다음의 두가지 현상을 기반으로 발전하였다. 첫째, 신경과 근육 조직은 생리학적 활동 과정에서 전위와 전류를 발생시킨다. 따라서 이 신호를 통해 조직활동의 숨겨진 메카니즘을 이해할 수 있다. 둘째, 신경과 근육 조직은 전기적으로 자극이 가능하고, 적절한 전기신호를 이용하여 신체 활동을 제어할 수 있다 [2]~[5]. 상기의 두가지 원리를 이용하기 위해서는 신경 조직에 임의의 정보를 입력하는 자극 기술과 신경 정보를 수집하기 위한 기록 기술이 필요하다. 신경 자극 기술은 인위적으로 모사한 신경 신호를 이용하여 인체 장기를 자극함으로써 특정 장기를 제어하는 것으로, 대표적으로 인공 와우 시스템이 있다. 신경 기록 기술은 신경 세포의 전기적 활동을 기록하는 전극을 체내에 삽입하거나 체외에 부착하여 뇌파, 심전도, 안전도 등의 정보를 수집한다. 기록한 신호는 유용한 정보를 추출하여 병을 진단하거나 신체 활동을 이해하고 제어하는 데 사용된다. 대표적으로 심박조절기 장치의 심전도 감지를 생각할 수 있다.

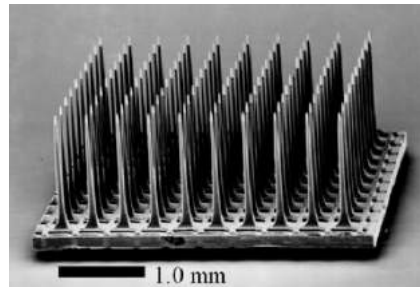
다른 시점에서 신경 접속 기술을 분류해 보면, 신체 외부에서 전극을 이용하는 비침습적인 기술과 신체 내부에 전극을 삽입하는 침습적인 기술로 나눌 수 있다. 비침습적인 신경 접속 기술에는 뇌파를 두피에서 측정하고

그 신호를 활용해 기계를 제어하는 기술과 최근에 연구되기 시작한 근적외선 기반 신경 접속 기술이 있다 [1]. 비침습적 기술은 안전하지만 시공간적 정보해상도 측면에서 침습적인 기술보다 기능적으로 떨어진다 [6]–[8]. 비침습적 기술에서 기록되는 신호는 목표로하는 신경 신호 활동뿐 아니라 신경세포를 둘러싼 더 많은 신경아교세포들의 활동까지 섞여있다 [7], [9]. 수많은 신경세포들의 전기적 활동이 겹쳐져 있는 기록신호에서 원하는 신경 정보만을 분리해내는 데에는 많은 노력이 필요하며, 자극의 관점에서는 자극을 위한 전기 혹은 빛이 신체 내에 깊숙이 침투하려면 수술이 필요하기 때문에 전극 안정성과 생체적합성에 대한 평가가 필요하다.

침습적인 신경 접속 기술은 컴퓨터 연산 속도의 폭발적 증가로 많은 양의 정보를 처리할 수 있게 되면서, 수많은 신경 세포들의 활동 정보를 체내에 삽입한 다채널 미세 전극을 통해 기록하거나 자극할 수 있게 되었다 [10]–[12]. 그 결과 1990년대 중반부터 원숭이를 대상으로 한 침습적인 신경 접속 기술이 연구되기 시작했으며, 교통사고나 운동사고, 질환 등으로 척수가 손상된 사지 장애인들을 정상인처럼 자유롭게 행동하도록 돕는 신경 보철 개발뿐 아니라 질병의 진단과 치료의 목적으로도 연구되고 있다 [13]. 침습적인 신경 접속 기술의 중요 부분들 중, 신경세포와 직접 접촉하는 것이 바로 전극이다. 이 전극을 통해 신경신호를 기록하거나 신경세포의 활동을 야기하는 자극을 전달할 수 있지만, 외부로부터 삽입된 이물질이기에 면역거부 및 염증반응이 일어날 수 있고 시간이 경과하면서 전극이 신경아교세포에 둘러싸여 전기적 전도성을 상실하는 경우도 발생한다. 그림 1-1은 지금까지 개발되어 사용되는 전극의 예를 보여준다.



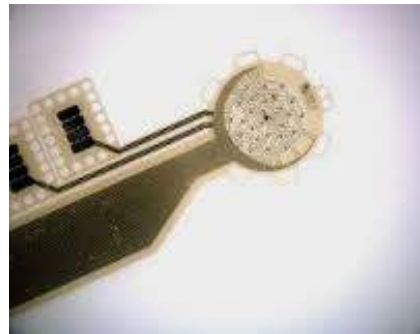
(a)



(b)



(c)



(d)

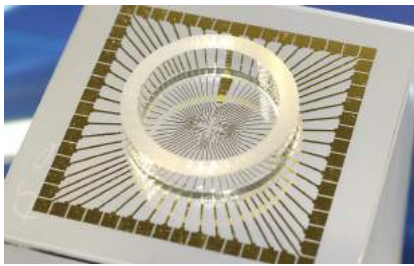
그림 1-1. 기존의 침습형 전극: (a) 듀크(Duke)대학교 M. Nicolelis 교수팀의 도선 배열 형태의 전극; (b) 유타(Utah)대학교 R. Normann 교수팀의 실리콘 기반의 미세 전극 배열; (c) 뉴로넥서스(Neuronexus)사의 shaft 형태 전극; (d) 사이버핸드(Cyberhand)사의 sieve 형태 전극

1.2 다채널 전극열 기술

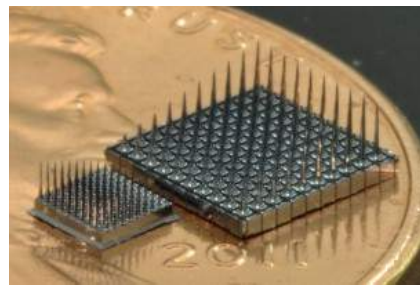
다채널 전극열(Micro-Electrode Array, MEA)은 마이크로 단위의 전극들을 배열하여 제작한 전극이다. MEA를 이용하면 동시에 여러개의 신경 조직에서 발생하는 전기 신호를 기록하거나 전기 자극을 줄 수 있어서 단일 신경이 아닌 신경계 연구에 중요한 전환점이 되었다. MEA를 이용한 최초의 시도는 1972년 미국 하바드 대학의 C.A. Thomas가 배양된 근육 세포(myocyte cell)에서 전기 신호를 측정하는 것으로 알려져 있다 [14]. 그 후, 1980년대 초반에 Texas 대학의 G. Gross는 쥐의 척수에서 추출한 신경세포로부터 자발적인 활동전위를 측정하는데 성공하였다 [15]. 또한 일리노이(Illinois)대학의 B.C. Wheeler와 칼텍(California Institute of Technology)의 J. Pine 등과 같은 선구자들은 평판형 MEA 위에 신경세포를 배양하여 신경회로망을 연구하였다 [16]. 특히 B.C. Wheeler는 MEA위에 ‘microcontact printing’이라는 방법을 이용하여 MEA 표면의 특성을 바꿔 줌으로써 신경세포를 원하는 패턴에 따라 배양할 수 있는 기술을 개발하였으며, J. Pine은 신경세포를 전극 바로 위에 고정할 수 있는 ‘neurocage’의 미세구조를 개발하여 신경회로망의 분석을 용이하게 하였다 [13]. 이후, 공학과 신경과학 분야의 눈부신 발전과 더불어 MEA를 이용한 연구가 활발히 진행되고 있다.

MEA 제작은 대부분 반도체 공정기술에 의존하는데, 이는 대상세포의 크기가 수십 마이크로미터 단위이고 이러한 크기의 전극을 기판 위에 균일하게 가공할 수 있는 기술이 반도체 공정이기 때문이다 [12], [17]–[21]. 단단한 MEA의 재질로는 유리나 실리콘 웨이퍼가 주로 사용되는데, 생물학적 실험목적상 투과현미경 사용이 가능한 유리가 가장 많이 사용된다. 다양한 기판 위에 사진공정을 통하여 금속도선을 배열한 후, 절연체

를 도포한다. 금속도선으로는 수백 나노미터 두께의 금 혹은 알루미늄 같은 금속이 주로 사용되며, 절연체로는 $0.5\sim 5\mu\text{m}$ 의 실리콘 나이트라이드 (Silicon Nitride)나 폴리머 등이 사용된다. 절연막 형성 후에 도선 위의 절연막에 수십에서 수백 μm 크기의 구멍을 식각공정으로 제작한다. 이 미세 구멍을 통해 노출된 도선이 미세 전극을 형성하고 신경 조직과 통신을 하게 된다 [9], [14], [15], [19], [22]–[30].



(a)



(b)

그림 1-2. 단단한 MEA 유형: (a) 평판형 MEA로 In vitro 실험에 사용; (b) 탐침형 MEA로 In vivo 실험에 사용

단단한 MEA는 크게 목적에 따라 크게 두가지로 나눌 수 있다. 그림 1-2(a)와 같이 체외에서 배양된 신경 세포로부터 신호를 측정하기 위한 평판형 MEA와 그림 1-2(b)와 같은 체내에 삽입하여 신경세포의 신호를 측정하기 위한 탐침형 MEA로 구분된다. MEA는 생물학적 측면에서는 신경조직이나 세포가 직접 접촉하여 자라는 배양기판 역할을 하고, 전자공학적 측면에서는 전기신호 센서로서 신경세포가 활동전위를 일으킬 때 발생하는 미세전류에 의한 유도전위를 측정하고, 외부의 전기펄스를 이용하여 신경세포에 전기자극을 가할 수 있다. 신경세포의 대표적인 활동지표인 전기신호를 측정하므로 외부환경(약물 등)에 대한 신경 세포의 반응을 실시간으로 관찰할 수 있다.

1.2.1 폴리머 기반의 유연한 표면형 MEA

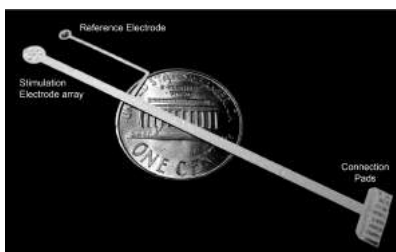
단단한 탐침형 MEA는 체내에 삽입할 때, 필연적으로 외상이 발생하고 전극 주변 생체 조직이 전극의 미세 움직임으로 물리적 손상을 입게 된다. 삽입한 전극은 이물질이어서 면역 거부 반응과 상처로 인한 염증 반응을 일으켜 만족스러운 결과를 얻지 못할 수 있다 [31]–[36]. 이러한 문제점으로 인하여 침습적인 구조의 탐침형 MEA를 대신하여, 비침습적으로 조직 표면에서 신경과 통신을 하기 위한 유연한 표면형 MEA의 개발이 이루어 졌다 [23], [37]–[41]. 그림 1-3은 대표적인 폴리머기반의 MEA를 보여준다.



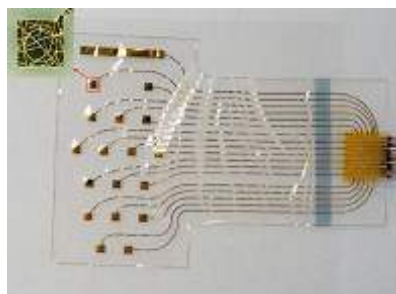
(a)



(b)



(c)



(d)

그림 1-3. 유연한 표면형 MEA: (a) 폴리이미드 MEA(홍콩); (b) 패럴린 MEA(미국); (c) LCP MEA(대한민국); (d) PDMS MEA(미국)

유연한 기판의 경우, 신경 조직에 물리적인 손상을 적게 주어 염증 반응이 적고, 생체적합성이 높은 물질로 제작하는 경우, 인체의 면역 거부 반응을 줄일 수 있어 장시간 실험에 유리하다. 그리고, 기판의 유연성이 세포 형성과 성장에 긍정적인 영향을 준다는 연구도 있다. 이러한 장점을 바탕으로 패럴린, SU-8, 폴리이미드 등의 유연한 물질을 이용하는 MEA 개발이 이루어지고 있다 [29], [42]–[50]. 물론, 신체 표면 아래 깊숙이 위치한 신경 조직과 인터페이스하기 위해서는 탐침형 MEA가 필요하다. 하지만, 관심있는 신경 조직의 위치가 표면과 가깝다면, 생체적합성을 극대화할 수 있는 유연한 표면형 MEA가 대안이 될 수 있다.

학계에 발표된 대표적인 폴리머기판의 MEA를 살펴보면 표 1-1과 같다 [51]. 주로 폴리이미드 기판의 전극이 연구되고 있고, 패럴린과 PDMS 기판 전극이 뒤를 잇고 있다. 높은 생체적합성과 밀착성이 요구됨에 따라 PDMS기판의 전극 제작 연구도 조금씩 이루어지고 있다. MEA의 전극 및 도선으로는 금, 백금과 같은 귀금속이 주로 사용되고, 폴리머와 금속간의 접착력을 높이기 위한 사이층으로 티타늄과 크롬이 주로 사용되고 있다.

표 1-1. 폴리머 기반의 MEA

참고문헌	기저물질	전극물질	전극크기 및 개수	전극 임피던스(1 kHz)
Owens et al., 1995	폴리이미드	Cr/Au	$40 \times 40 \mu\text{m}^2$, 24ea	$14 \pm 3 \text{k}\Omega$
Rousche et al., 2001	폴리이미드	Cr/Au	$30 \times 30 \mu\text{m}^2$, -	$1837 \pm 197 \text{k}\Omega$
Takahashi et al., 2003	폴리이미드	Cr/Au	$80 \times 80 \mu\text{m}^2$, 69ea	$330 \text{k}\Omega$
Takeuchi et al., 2005	패럴린	Au	-	$100 \text{k}\Omega$
Kitzmilller et al., 2006	PDMS	Pt	$200 \times 200 \mu\text{m}^2$, 8ea	-
Yeager et al., 2008	폴리이미드, SU-8	Ti/Au	$\phi 150 \mu\text{m}$, 64ea	$225 \pm 90 \text{k}\Omega$
Myllymaa et al., 2009	폴리이미드	Ti/Pt	$\phi 200 \mu\text{m}$, 8ea	$30 \text{k}\Omega$
Adredga et al., 2010	PDMS	Cr/Au	$100 \times 100 \mu\text{m}^2$, 24ea	-
Manuel et al., 2013	PDMS-패럴린 복합	Ti/Au	$\phi 90 \mu\text{m}$, 18ea	$450 \text{k}\Omega$

1.2.2 실리콘 고무

고분자 재료는 종류가 다양하며 새로운 합성 기술이 지속적으로 개발되어지고 있다. 그 중에 실리콘 재료는 거의 모든 산업에서 널리 사용되고 있으며, 환경적인 측면뿐만 아니라 의료적인 측면에서도 안정성이 입증되어 다양하게 활용되고 있다. 실리콘은 자연적으로는 존재하지 않으며 인공적으로 합성된 물질로 규소가 실록산 결합(Si-O-Si)에 의해 연결되어 생긴 폴리머를 가리킨다.

1.2.2.1 실리콘 고무의 화학구조

실리콘의 기본적인 합성 메커니즘은 다음과 같다. 실리콘 고무는 그림 1-4(a)에 나타나 있는 것처럼 사슬모양의 분자구조를 갖고 있다. 이 분자의 골격을 형성하고 있는 것은 실록산 결합으로서, 이러한 구조를 가지고 있는 분자가 집합하여 물질을 형성한 경우에는 개개의 분자가 독립해 있기 때문에 분자사슬은 상호간에 자유로이 움직일 수 있어 유동성을 나타내지만 분자의 길이가 길수록 점도가 높아져 움직임이 나빠진다. 일반적인 실리콘 고무의 특성을 표 1-2에 나타내었다. 그림 1-4(a)는 실리콘 고무의 일반적인 분자구조를 나타낸다. 그리고 (b-d)는 대표적인 실리콘 고무의 화학구조를 보여주며, 본 연구에서 사용하는 PDMS의 분자구조는 (b)와 같다. 다른 실리콘 고무와 달리 관능기가 모두 메틸기로만 이루어져 있어 매우 강한 소수성을 나타낸다. 그리고 PDMS의 표면 장력은 생체 적합성 탄성중합체($20\sim 30 \text{ mN/m}$)로 간주되는 가장 유망한 물질이다 [52].

표 1-2. 실리콘 고무의 공통 특성 [52]

특성	비고
무독성	실리콘고무는 본질적으로 무독하고 생리적으로도 불활성 물질이기 때문에 식품 용기 및 의료용품 제조에 적합하여 이들 분야에서 광범위하게 사용됨.
내열성	일반합성고무의 주축인 C-C 결합에너지는 83 Kcal/mol 인데 비해 Si-O 결합에너지는 108 Kcal/mol이므로, 이 결합에너지의 차이로 인해 실리콘 고무의 우수한 내열성이 발휘됨.
내한성	일반합성고무의 포화점이 $-20^{\circ}\text{C} \sim -40^{\circ}\text{C}$ 이어서 온도에 따라 형상이 변화하는데 비해 실리콘 고무는 $-60^{\circ}\text{C} \sim -70^{\circ}\text{C}$ 이어서 일반합성고무가 충격파괴되는 저온에서도 변함없는 탄성을 유지함.
내후성	실리콘 고무는 일반합성고무와는 달리 분자구조 내 대기중의 산소, 오존, 자외선등과 반응하여 균열을 일으키는 이중결합이 없기 때문에 내후성이 월등히 뛰어남.
내약품성	실리콘 고무는 강산이나 강알칼리에 손상을 받을 수 있으나, 일반적인 산, 염기, 염류등의 무기약품 알코올, 동식물 유와 같은 극성 유기화합물에는 우수한 내성의 가지고 있음.
내열수성	실리콘 고무는 장시간 물에 침지되거나 수증기에 접촉하여도 물성변화가 거의 일어나지 않음.
절연성	실리콘 고무는 화학구조가 특이하여 분자 중 탄소비율이 낮아서 절연재료로 광범위하게 사용되며, 연소되어도 절연성 물질인 실리카(silica)가 남음으로 혹독한 조건 하에서도 절연체로 사용될 수 있음.
기타	화학적으로 불활성 물질로 다른 물질을 부식시키지 않으며 이형성이 우수함. 기체 투과성이 일반합성고무의 30~40배 정도로 높아서 공기정화기 및 물 분리 장치의 투과막 등에 활용됨.

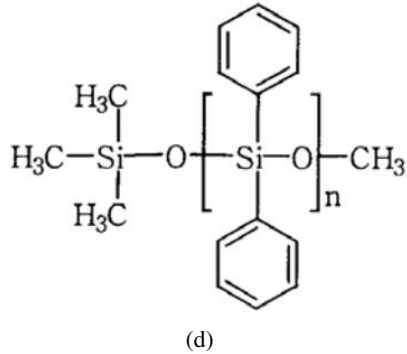
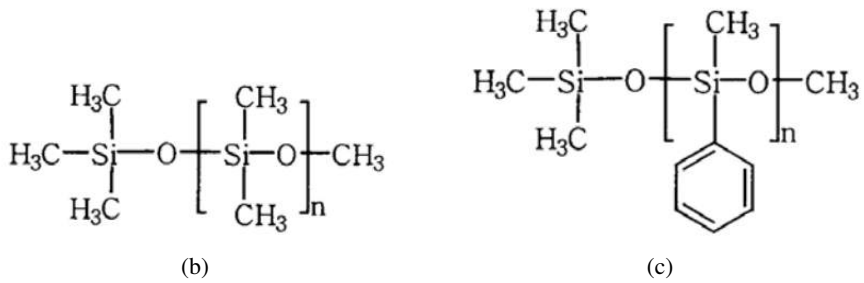
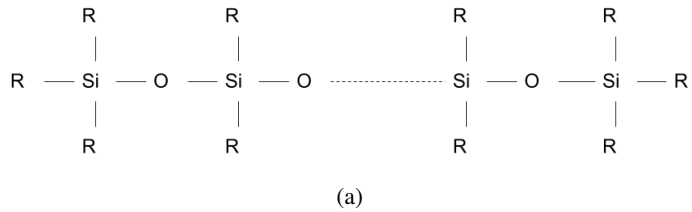


그림 1-4. (a) 일반적인 실리콘 고무 분자구조: R은 주로 메틸기(CH₃), 페닐기(C₆H₅), 긴사슬알릴기(C_nH_{2n-1}), Trifluoropropyl(CF₃CH₂CH₂) (b) PDMS(polydimethyl siloxane) (c) Methylphenyl siloxane (d) Diphenyl siloxane [52]

1.2.2.2 관능기에 따른 실리콘 고무의 특성

실리콘 고무는 관능기에 따라 조금씩 다른 특성을 나타낸다. 표 1-3는 관능기에 따른 실리콘 고무의 특성을 나타낸다. 본 연구에서 사용한 PDMS는 다우코닝사의 의료용 실리콘으로 제조 과정에서 인체에 해가 없는 백금 촉매를 이용하여 생산한다 [52]. 의료용 실리콘에도 종류가 있는데, 크게 인체이식불가능(non-implantable), 단기간 인체이식가능(short-term implantable), 장기간 인체이식가능(long-term implantable)한 실리콘으로 나눌 수 있다. 이 중 장기간 인체이식가능한 실리콘은 매우 까다로운 기준이 요구되는데, 미국식품의약국(FDA) 의약품수준검사인 Class VI의 요구조건을 만족해야한다 [52].

표 1-3. 관능기에 따른 실리콘 고무 특성 [52]

관능기	반응성	특성
Phenyl	무	내열성
Fluoro	무	내화학적
Amino	유	유연성
Methoxy	유	내구성, 가교제
Hydroxyl	유	가교제
Glycol	유	계면활성제, 윤활제
Hydrogen	유	발수성, 가교제
Alkyl	무	유기폴리머와의 호환성 우수
Aryl	무	유기폴리머와의 호환성 우수

1.2.3 PDMS 기반의 유연한 표면형 MEA

전극 기저 물질로 사용되는 폴리머들이 높은 유연성을 보여주고는 있지만, 신경 조직과 비교하면 아직도 매우 단단하다. 따라서 단단한 MEA가 갖는 문제점을 동일하게 가지고 있다. 폴리머들의 단단함을 비교하기 위

해 영률(young's modulus)을 그림 1-5에 나타내었다 [45], [46], [53], [54]. PDMS를 제외한 폴리머가 신경 조직에 비해 매우 단단함을 알 수 있다. 영률이 높으면 부러지기 쉬우며, 생체 조직은 미세 움직임에 의한 물리적 손상을 받기 쉽다. 하지만 PDMS의 영률은 약 1.0MPa로 다른 폴리머와 달리 신체 조직과 비슷한 영률을 갖기 때문에 물리적 손상을 최소화 할 수 있다. 그리고 높은 생체적합성으로 면역반응을 줄일 수 있어서 삽입형 전극 재질로도 사용가능하다 [53]–[59].

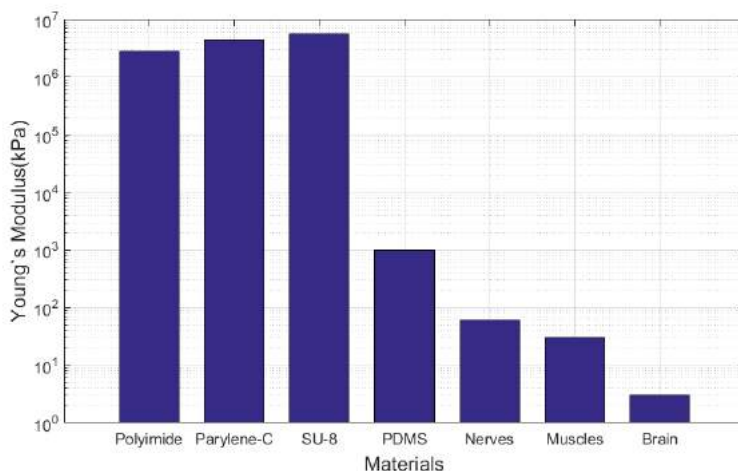


그림 1-5. 폴리머 영률 비교

신경 조직 표면에서 전극을 이용하여 통신을 하기 위해서는 조직 표면과 전극이 밀접하게 연결되어야 한다. 따라서 폴리머는 조직 표면을 잘 따르는 순응적(conformability)인 성질을 가지고 있어야 한다. 하지만 폴리이미드와 패럴린 등과 같은 폴리머는 순응성이 떨어져 척수와 같이 굴곡이 심한 신경 조직 표면에는 사용이 어렵다. 그림 1-6을 통해 폴리머간의 순응력을 확인할 수 있다. 폴리이미드와 패럴린 박막은 관의 굴곡을 잘 따르지 못하여 표면에 주름이 발생하는 것을 확인 할 수 있다. 이러한 주

름은 전극이 신경 조직과 긴밀히 접촉하는데 악영향을 미치게 되며, 기록 신호와 자극 신호의 품질을 떨어뜨리는 역할을 한다[53], [58], [60], [61]. 따라서 PDMS를 이용하면 신경 조직의 표면에 매우 잘 밀착하기 때문에 기록과 자극 성능의 향상을 기대할 수 있다.

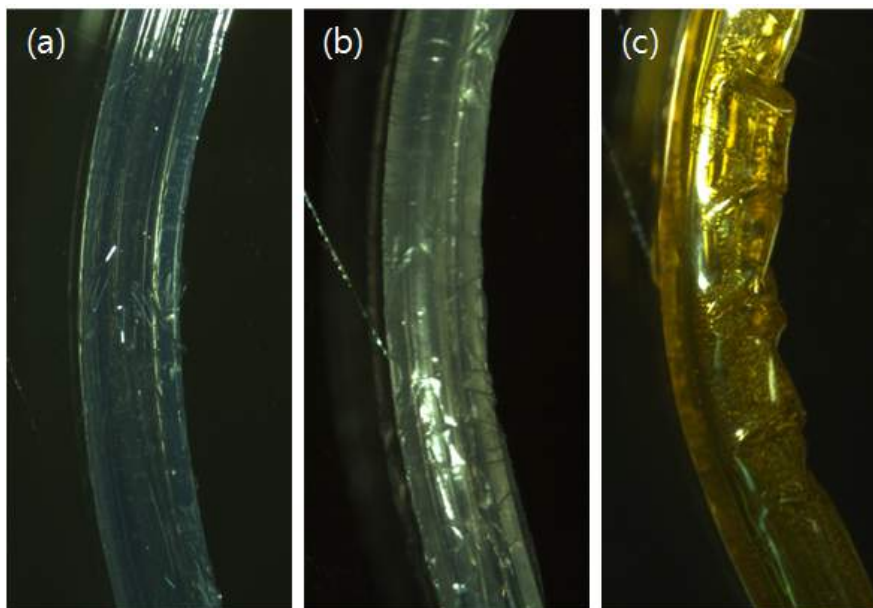


그림 1-6. 폴리머의 순응성 비교: 100 μm 두께의 (a) PDMS; (b) 패럴린; (c) 폴리이미드 박막을 외경 1mm의 플라스틱 관에 붙인 사진; PDMS 박막이 관 표면에 가장 부드럽게 접착하는 것을 확인.

PDMS뿐 아니라 많은 폴리머 기반의 전극이 연구되었으나, 상용화되어 생체 실험(in vivo)과 적용에 사용하는 전극은 단단한 텅스텐 기반의 탐침형 전극과 실리콘 기반의 전극, 그리고 실리콘 고무 기반의 백금 전극이 주로 이용되고 있다 [4], [20], [62]. 상기 전극들은 모두 침습적인 형태이며, 유연한 표면형 전극으로는 폴리이미드 전극만이 유일하게 상용화 되어 시판되고 있다. 폴리머 기반의 전극, 특히 PDMS기반의 전극이 상용화되지 못한 이유는 반도체 공정을 이용한 제조 공정이 까다롭기 때

문이다. PDMS물질의 낮은 표면 에너지로 인하여 도선 역할을 하는 금속을 증착하기 어렵고, 화학적으로 매우 안정적이기 때문에 식각이 어렵다 [53], [63], [64]. 또한 열팽창계수(Coefficient of Thermal Expansion)가 높아, 사진공정과정에서 다양한 문제가 발생한다 [65]. 고해상도, 고집적도를 갖는 전극을 제작하기 위해서는 PDMS를 이용한 신뢰성 있는 반도체 공정 방법의 개발이 필요하다.

1.3 PDMS기반의 반도체 공정 기술

1.3.1 미세 공정 문제

MEA 전극의 크기는 목표로하는 신경 세포와 효율적으로 통신하면서도 주변 잡음을 억제하기 위하여 대상 세포와 비슷한 것이 이상적이다. 따라서 현재 제작되고 사용하고 있는 MEA는 전극의 직경이 10~100 μm 인 경우가 많다. 하지만 PDMS 기판 위에 10 μm 의 금속 도선을 제작하는 것은 쉽지 않은데, 이는 사진공정 수율이 나쁘기 때문이다. 그래서 몇몇 연구자들은 실리콘등의 다른 기판위에 금속 도선을 제작한 후, PDMS 표면으로 전사시키는 방법을 이용하기도 한다 [66]~[68]. 하지만 사진공정을 통해 금속 도선을 제작하는 방법이 효율적이고 공정이 단순하기 때문에 본 연구에서는 사진공정 기법을 보완하는 연구를 진행하였다.

기존에 직접 PDMS박막 위에 금속 도선을 제작하는 경우, 선평이 최소 수십 μm 이상으로 전극의 집적도를 높이기 어려웠다. 이러한 문제를 해결하기 위한 사진공정 이슈는 다음과 같다. 첫째, PDMS의 표면 에너지가 낮기 때문에 금속이나 감광제를 표면에 형성하는 것이 어렵다. 둘째, PDMS의 열팽창율이 금속, 실리콘 그리고 감광제에 비해 매우 높다. PDMS의 열팽창계수는 310 ppm/K이고 실리콘 웨이퍼는 3 ppm/ $^{\circ}\text{C}$ 로, 사진공정의

열처리 과정에서 열팽창에 의한 박막 깨짐과 같은 문제가 발생한다. 셋째, PDMS는 아세톤과 같은 솔벤트 흡수율이 높아서 장시간 노출되는 경우, 팽창하거나 녹는 현상이 발생한다. 넷째, PDMS물질의 화학적 안정성으로 인해 원하는 모양으로 식각하기 어렵다. 따라서 상기의 조건을 피하고, 공정의 신뢰성을 높일 수 있는 방안을 제안한다.

1.3.2 기록 전극 문제

많은 연구자들이 유연한 폴리머를 기반으로 하는 MEA를 개발하여 사용하고 있지만, MEA의 물리적인 구조는 모두 유사하다[42], [44], [69], [70]. 기본적으로 다채널 전극은 신호를 기록하거나 자극하기 위한 전극 부분을 제외한 영역이 절연체로 덮여있다. 이를 통해 도선과 생체 조직이 절연되고 전극을 통해서만 신호를 기록하거나 자극을 가할 수 있게 된다. 하지만 기존 전극의 경우, 전극의 표면이 절연체 표면보다 아래에 위치하고, 전극 위에 절연체로 이루어진 요철이 발생하게 된다. PDMS기반의 전극에서는 이 요철 부분에 공기가 갇혀 전극과 신경 조직의 접촉을 방해하여 신호 품질의 저하를 가져온다. 기존에는 이러한 현상을 없애기 위해 도금을 통해 전극의 표면에 금속을 두껍게 쌓아올려 절연체 표면위까지 전극을 끌어 올리는 방법을 이용하거나[44] 산소 플라즈마 처리를 통해 일시적으로 폴리머의 표면을 친수성으로 바꾸어 공기가 쉽게 빠져날 수 있는 환경을 만들어 사용하였다[56]. 하지만 도금의 경우, 전극의 표면적을 넓혀 전극 임피던스에 영향을 주고, 다채널의 경우 고르게 도금이 되지 않아 각 채널마다 임피던스의 편차가 커져, 전극의 성능 저하로 이어질 수 있다 [71]. 특히, PDMS는 외부의 물리적인 힘에 의해 쉽게 파손 될 수 있기 때문에, 도금 방식을 사용하기에는 어려움이 있다. 산소 플라즈마를 이용하는 경우, 시간이 지남에 따라 PDMS가 다시 소수성 성질로 돌아가

기 때문에 영구적인 해결방법이 될 수 없다 [64]. 따라서 조금 없이 균일한 임피던스의 전극이 생체 조직과 직접 접촉할 수 있도록 하여 신호대 잡음비(SNR)를 향상시킬 수 있는 전극 제조 기술이 필요하다.

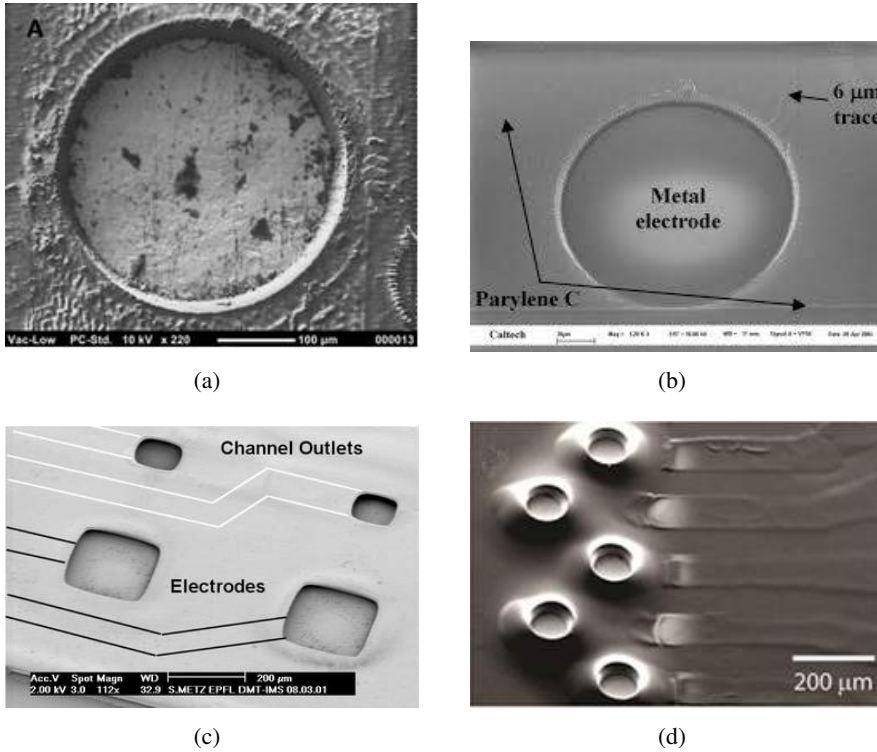


그림 1-7. 요철 구조를 갖는 기록 전극: 100 μm 두께의 (a) 레이저를 이용한 PDMS기반의 전극 제작(호주); (b) 건식식각을 이용한 패럴린 전극 제작(미국); (c) 건식식각을 이용한 폴리이미드 전극(스위스); (d) 습식식각을 이용한 PDMS 전극(대한민국)

1.3.3 자극 전극 문제

신경 조직에 전극을 통해 전기 자극을 주는 것은 전류 밀도와 밀접한 연관이 있다. 과도한 전류를 신경 조직에 인가하면 신경 조직을 구성하

고 있는 뉴런이 손상될 수도 있고, 전극을 부착한 부위에 생성되는 높은 전류 밀도로 인해 화상을 입을 수도 있는 위험성이 있다. 게다가 자극하고자 하는 영역 외의 신경 조직이 자극되어 부작용이 발생할 수 있다 [72]. 뇌를 자극하는 경우, 원하지 않는 영역에 자극 신호가 전달되어 피험자들이 두통이나 통증, 떨림, 피로를 느끼는 사례들도 보고 되었다 [73]. 따라서 전기 자극에 의해 신경 조직에 가해지는 전류 밀도 분포에 대한 연구가 많은 논문에서 연구되었다 [74]–[79]. 균일한 전류 밀도 분포를 갖는 전극을 이용하면 특정 위치의 신경 조직에 과도한 에너지가 전달되는 것을 막을 수 있다. 따라서 본 연구에서는 이를 바탕으로 전극의 구조에 따른 전류 밀도 분포를 유한요소해석(finite element method, FEM)을 통해 정량적으로 분석하고, PDMS를 기반으로 전극을 제작하는 방법을 제안하고자 한다.

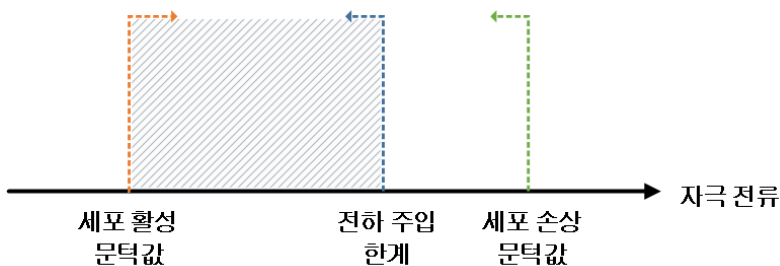
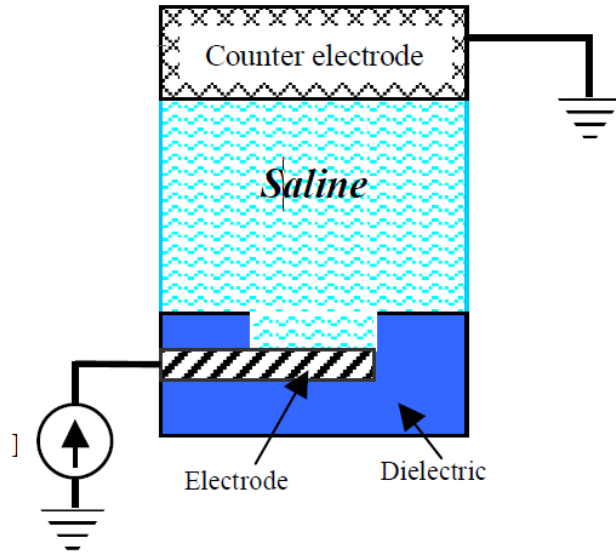


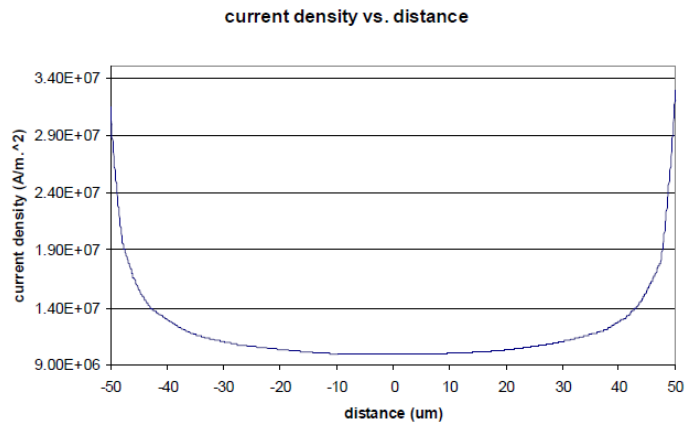
그림 1-8. 자극 전류의 허용 범위: 전류 (밀도)는 세포 활성화 문턱값보다 높고, 전극이 손상되지 않는 한계인 전하 주입 한계보다 낮아야 한다. 전하 주입 한계는 세포 손상 문턱값보다 낮게 설정되어야 세포의 손상을 막을 수 있다.

1.3.4 다층 기판 문제

전극의 집적도를 높이기 위해서는 다층 기판 구조를 연구할 필요가 있다. 지금까지 PDMS를 이용한 다층 성형 기법의 연구가 몇가지 진행되어 왔으나, 신뢰성 있는 고해상도, 고집적 제조 기술은 아직 개발되지 않았다.



(a)



(b)

그림 1-9. 요철 구조를 갖는 전극의 전류 밀도 분포[80]: (a) 평판형 원형 전극의 실험 환경; (b) 전극 입구에서의 전류 밀도 분포

이러한 문제로 인해 단층으로 제작된 PDMS기반의 MEA가 주로 사용되고 있다. 호주 Lovell 교수팀에 의해 PDMS를 이용한 다층 미세 전극이 발표되었으나[81], 그림 1-10에서 볼 수 있듯이 층과 층사이를 연결하는 구조가 아니라 층과 층이 독립적으로 존재하는 구조이다[81]. 기존의 인쇄 회로 기판에서는 층과 층을 연결하기 위해 연결통로(via) 구조를 사용하였지만, PDMS의 물질의 경우 식각이나 금속 증착에 어려움이 있어 연결 통로를 만드는데 어려움이 있다. 따라서 본 연구에서는 연결통로 구조를 대신할 수 있는 구조를 제안하고, PDMS 기반의 다층 기판 제작 기술을 소개하고자 한다.

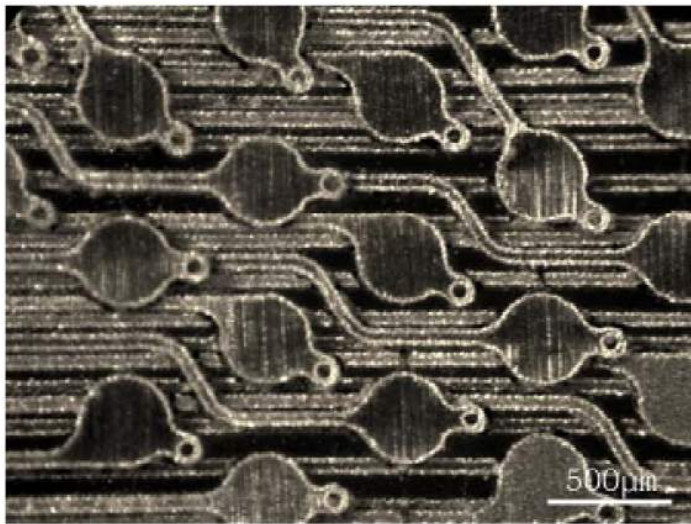


그림 1-10. 기존의 PDMS기반의 다층 구조

1.4 요약

최근 MEA의 기반 물질은 실리콘과 같은 단단한 물질에서 유연한 폴리머로 변화하고 있다. 변화의 주된 이유는 폴리머의 영률이 낮아, 생체 조직

에 더 안전하기 때문이다. 다양한 폴리머 중 PDMS는 인체 조직과 영물이 가장 유사하여 신체의 미세 움직임에 의한 세포 손상을 예방할 수 있고, 순응력이 좋아 굴곡이 심한 신경 조직 표면을 따라 잘 부착된다. 이러한 특성은 기록 전극 측면에서, 전극이 목표한 신경 조직 표면에 잘 밀착하여 접촉하기 때문에 조직과 전극 계면간의 임피던스를 줄여 기록 신호의 신호대 잡음비를 개선 시킬 수 있다. 자극 전극 측면에서는 PDMS의 이러한 순응력을 이용하여 전극의 구조를 변화시킴으로써 전극 위에서 전류 밀도 분포를 조절할 수 있다. 전극 제작 공정 기술을 개선하여 PDMS기반의 층간 연결을 위한 구조를 고안하면 다양한 구조의 고해상도, 고집적 전극을 제작할 수 있을 것이다.

상기의 목표를 달성하기 위해서 다음의 순서로 공정 기술을 개발하고자 한다. 첫째, 미세 도선을 안정적으로 제작하기 위한 공정 기술 개발이 필요하다. 이 기술에는 PDMS의 높은 열팽창율을 제어하기 위한 기술과 PDMS의 표면처리를 통해 금속이 안정적으로 증착될 수 있게하는 기술이 포함된다. 둘째, 기록 전극 측면에서 구조적으로 발생하는 전극 위의 요철을 제거하여 공기가 갇히는 현상을 영구적으로 해결하는 법을 고려하여 새로운 공정을 개발해야 한다. 셋째, 안정적인 신경 자극을 위해 균일한 전류 밀도 분포를 갖는 전극 구조를 시뮬레이션하고 이에 적합한 전극을 개발하여야 한다. 넷째, 전극의 고집적화를 위해 층과 층을 연결할 수 있는 연결통로 구조 제작 기법을 개발한다. 그리고 마지막으로 제작된 MEA를 이용하여 동물실험을 진행함으로써 전극의 성능을 평가한다. 본 논문은 상기의 과제를 해결하고 PDMS기반의 유연한 표면형 다채널 전극 제작 공정을 개발하여 검증하는데 초점을 맞추었다.

본 논문의 제 2장에서는 기존의 반도체 공정을 수정없이 PDMS에 적용하는데 따른 문제점과 수정된 공정기법을 소개한다. 그리고 기존 전극의

구조적인 특징 때문에 발생하는 문제를 기술하고, 그 해결을 위한 새로운 전극 디자인을 소개한다. 고집적 전극용 다층기판을 위한 연결통로(Via) 제작 기법도 제안한다. 제 3장에서는 제안한 공정기술과 전극 구조를 수행한 결과를 기술한다. 제안한 공정기술의 타당성을 기술하고, 제작한 전극을 이용하여 동물실험을 수행함으로써 전극의 타당성을 검증한다. 마지막으로, 제 4장에서는 본 논문에서 기술한 연구 내용을 향후 연구 과제와 함께 기술하며 마무리한다.

제 2 장 연구 방법

이 장에서는 추후 자세히 설명할 기록, 자극 전극 그리고 다층 기판을 위한 구조물 제작에 공통적으로 사용되는 PDMS 기반의 반도체 공정 기술을 소개한다. 기존의 기록 전극과 자극 전극의 문제점을 설명하고, 그 해결방법을 상세히 설명하고자 한다. 그리고 PDMS 기반의 다층 기판을 위한 구조를 제안하고자 한다. 마지막으로 제안한 기록 전극을 동물 실험에 사용하여 전극의 성능을 검증한다.

기존의 폴리머 기반 MEA는 절연체가 얇은 금속 도선을 포함하는 구조로 구성인데, 금속은 주로 금이나 백금 등의 귀금속이 이용된다. 절연체는 금속 도선을 모두 감싸고 있으며, 전극과 컴퓨터 인터페이스를 위한 패드 영역만 식각을 통해 외부로 노출된다 [53], [81], [82]. 기존의 PDMS 기반의 전극도 동일한 구조를 갖고 있으며, 이러한 구조를 제작하기 위해서는 두가지의 중요한 공정이 확립돼야 한다. 첫째, PDMS 박막위에 안정적으로 금속 박막을 형성하고, 패터닝하는 공정이 필요하다. 둘째, PDMS 박막을 식각함으로써 도선을 외부로 노출시켜 전극을 제작하는 공정이 확립되어야 한다. 하지만 상기의 두 가지 공정은 PDMS를 기반으로 하는 경우, PDMS의 특성으로 인해 기존의 반도체 공정을 그대로 적용하기 어렵다. 따라서 다음장에서는 PDMS를 기반으로 하는 신뢰성있는 반도체 공정 방법을 소개하고자 한다.

2.1 PDMS를 이용한 반도체 공정

2.1.1 표면 처리 기술

안정적으로 금속 박막을 증착하기 위해서는 PDMS 표면과 금속간의 접착력이 매우 중요하다. 그림 2-1은 PDMS의 화학 구조인데, 이를 통해 물리적인 특성을 살펴볼 수 있다. PDMS 표면의 메틸(Methyl)기는 분자간의 인력을 낮추며, 이로 인해 표면 에너지와 표면 장력이 낮다. 그리고 실록산(Siloxane)주쇄의 유동성은 메틸기의 효과를 최대화 시키는 역할을 한다. 따라서, PDMS는 표면 보호효과가 우수하고 분산 능력도 뛰어나다 [83]. PDMS의 표면의 메틸기는 매우 안정한 상태로 존재하기 때문에 금속원자가 결합하기 어려워 금속 박막을 제작하기 어렵다. 이와같은 특성으로 인해 안정적으로 금속 박막을 제작하기 위해서는 금속을 증착하기 전에 사전 처리가 필요하다. 이 장에서는 산소 플라즈마 처리, HEMA(2-hydroxyethyl methacrylate) 처리를 이용하여 표면에너지를 높이는 방법을 소개한다.

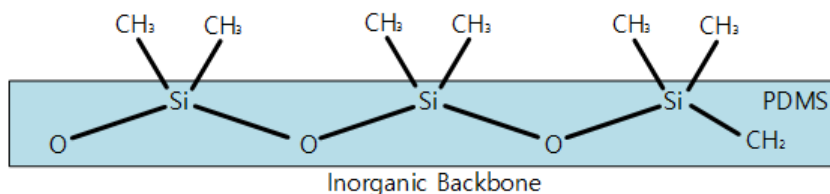


그림 2-1. PDMS의 화학 구조

2.1.1.1 산소 플라즈마(Oxygen plasma) 공정

전기적인 방전으로 인해 생기는 전하를 띤 양이온과 전자들의 집단을 플라즈마라고 부른다. 물질 중 가장 낮은 에너지 상태는 고체이며, 이 상

태에서 에너지를 받아서 차츰 액체, 기체로 상전이가 된다. 그런데 기체에 더 큰 에너지를 주입하면 상전이와는 다른 이온화된 입자들, 즉 양과 음의 총 전하수는 거의 같아서 전체적으로는 전기적인 중성을 띠는 플라즈마 상태로 변환한다. 반도체 공정에서는 저온 글로우 방전 플라즈마를 이용하여 플라즈마 식각(Plasma Etch) 및 증착(Plasma Enhanced Chemical Vapor Deposition, PECVD), 금속이나 고분자의 표면처리, 신물질의 합성 등에서 이용하고 있고 공정의 미세화, 저온화의 필요성 때문에 플라즈마 공정이 점차 확대되고 있는 추세이다. 특히, 산소 플라즈마 공정은 다양한 물질의 표면 에너지를 높이는데 많이 사용되고 있다.

PDMS는 표면에너지가 낮아 소수성(hydrophobic)인데, 산소 플라즈마 처리를 통해 친수성(hydrophilic)으로 바꿀 수 있다 [84]. 그림 2-2에서와 같이 메틸기가 붙어있는 PDMS에 산소 플라즈마 처리를 하게 되면 메틸기 대신에 하이드록실기(hydroxyl)와 카르복실기(carboxyl)가 생성되어 표면이 친수성으로 바뀐다. 그리고 표면 처리 후에는 접착성도 향상되기 때문에 PDMS끼리의 접합에도 산소 플라즈마를 많이 사용한다. 하지만 그림 2-3에서 볼 수 있듯이, 개질된 PDMS 표면은 시간이 지남에 따라 다시 소수성을 회복하게 된다 [64]. 따라서 산소 플라즈마 처리를 이용하는 경우, 후속 공정을 신속히 진행하는 것이 유리하다.

2.1.1.2 PDMS 표면의 HEMA 중합

HEMA를 이용한 하이드로겔(hydrogel) 폴리머는 높은 친수성과 우수한 광 투과율 등의 특성 때문에 현재 콘택트렌즈 제조에 가장 널리 사용되고 있는 물질 중의 하나이다. 이 하이드로겔 폴리머의 제조는 열중합 방법이 가장 많이 사용되지만, 본 연구에서는 산소 플라즈마 처리를 통해 폴리머를 PDMS 표면에서 중합시켜 장시간 친수성을 유지하도록 표면을

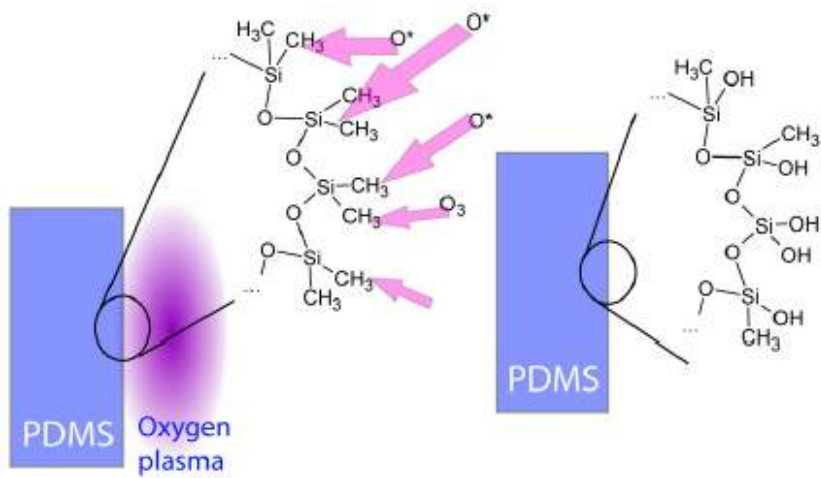


그림 2-2. 산소 플라즈마 처리 후 PDMS 표면의 화학 구조

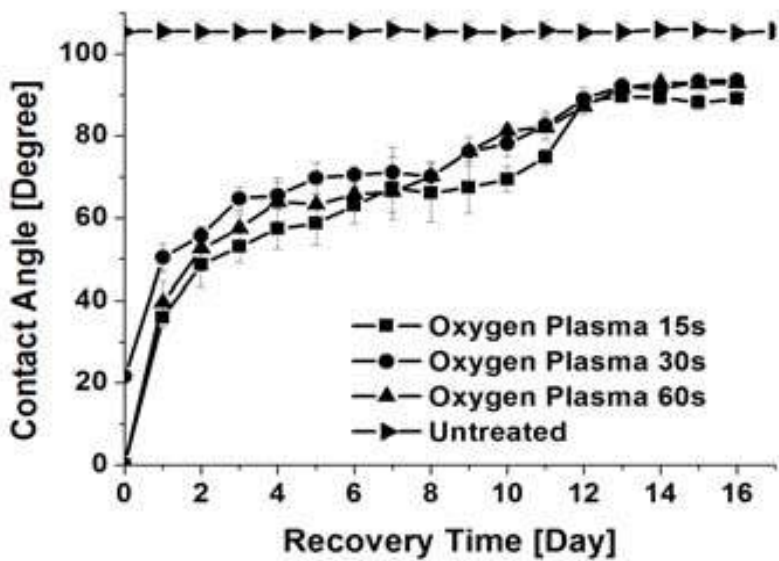


그림 2-3. 산소 플라즈마로 개질된 PDMS 표면의 소수성 회복[85]

바꾸었다 [64]. 그림 2-4는 물방울 접촉각을 통해 PDMS 표면의 소수성 변화과정을 나타낸 그래프이다. HEMA 처리된 PDMS 박막은 물방울 접촉각이 15일 동안 50° 이하로 유지되고, 산소 플라즈마 처리를 한 샘플은 약 100°까지 접촉각이 커지는 것을 볼 수 있다. 이와 같이 HEMA 처리를 한 PDMS 표면은 장시간 친수성을 유지하여 후속 공정에 도움을 준다.

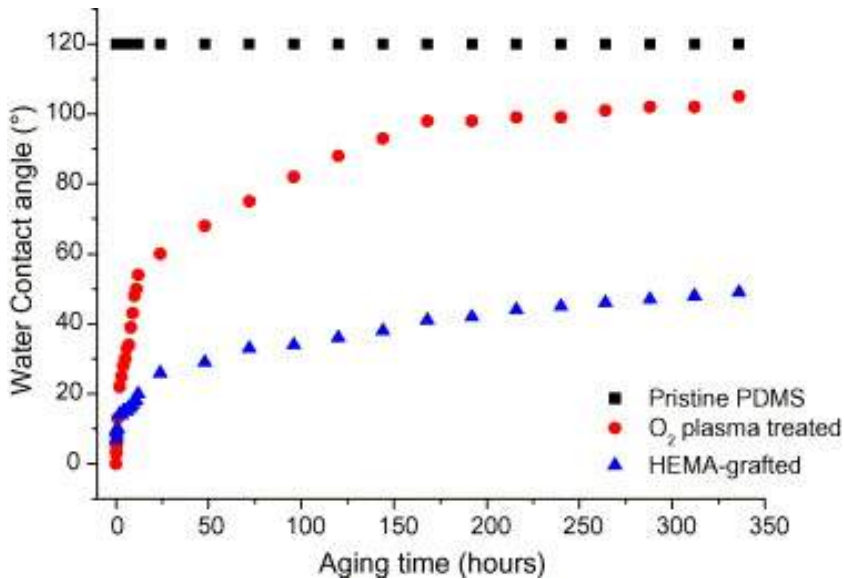


그림 2-4. HEMA 공정으로 개질된 PDMS 표면의 소수성 회복[64]

2.1.1.3 박막 접착력 실험

PDMS 표면에 증착된 금속 박막의 접착력을 실험하기 위한 실험방법은 다양하게 고안되어 있다. 정량적인 방법으로 많이 사용되는 방법은 4점 굽힘 실험(4-point bending test), 직접 당김 실험(direct full off test), 기포 실험(blister test) 등이 있고 정성적인 방법으로는 테이프 실험(tape test)이 있다. 정확한 부착력을 측정하기 위해서는 정량적인 방법을 이용하는 것이 옳으나, 전극을 제작하는 과정에서는 PDMS와 금속 박막의 정확한

부착력 보다는 후속 공정 혹은 동물 실험 시에 금속 박막이 떨어지지 않는 수준의 접착력만을 확보하면 되기 때문에 정성적인 방법을 이용하는 것도 가능하다. 정성적인 방법을 대표하는 스카치(scotch) 테이프 실험[67]은 일정 길이의 접착 테이프를 박막 표면에 붙였다가 떼어내면서 접착력을 평가하는 방법(그림 2-5)을 실시하였을 때, 박막이 접착 테이프에 붙어 기판으로부터 떨어져 나온다면 접착 테이프와 박막사이의 접착력이 박막과 기판상의 접착력보다 크다고 말할 수 있다. 이 방법은 합격, 불합격 여부만을 판정할 수 있는 정성적인 방법이지만 박막에 접착 테이프를 붙일 때 압력을 조절하고, 접착 테이프를 떼어낼 때, 각도 및 속도를 일정하게 유지하면 반정량적인 결과를 얻을 수도 있으며, 신속하게 접착력을 평가하고 비용이 저렴하다는 장점이 있다.

본 연구에서는 상기의 3가지 표면 처리를 한 PDMS 박막을 준비한 후, 티타늄(Ti)과 금(Au)을 각각 10 nm, 100 nm로 증착하였다. 티타늄은 금과 PDMS간의 접착성을 좋게 하기 위하여 사용하는 금속이지만, MPTMS 처리를 한 PDMS 샘플에는 필요하지 않아 금만 증착하였다. 금속을 증착하는 방법에는 열 증착, E-Gun 증착, 스퍼터링(sputtering) 방법이 있지만, 여기에서는 E-Gun 증착기(ZZS550, MAESTEK, KOREA)를 사용하였다. 실험에는 각각 2.5N/100mm의 접착력(810, 3M, USA), 14N/100mm의 접착력(483, 3M, USA)을 갖는 2종류의 테이프를 사용하였다. 테이프 조각을 금 박막에 붙인 후, 힘을 고르게 전달하기 위해 슬라이드 글래스를 테이프 위에 올려놓고, 500 g의 추로 5분간 눌러주었다. 이 후, 테이프를 웨이퍼와 수직한 방향으로 떼어내는 실험을 수행하였다. 산소 플라즈마 처리만 한 표본을 각각 1시간, 24시간 상온에서 보관한 후에 테이프 실험을 진행하였다. 마찬가지로 HEMA 처리와 (3-Mercaptopropyl)trimethoxysilane (MPTMS) 처리를 한 샘플을 1시간, 24시간, 72시간 상온에 보관한 후에

테이프 실험을 진행하였다.

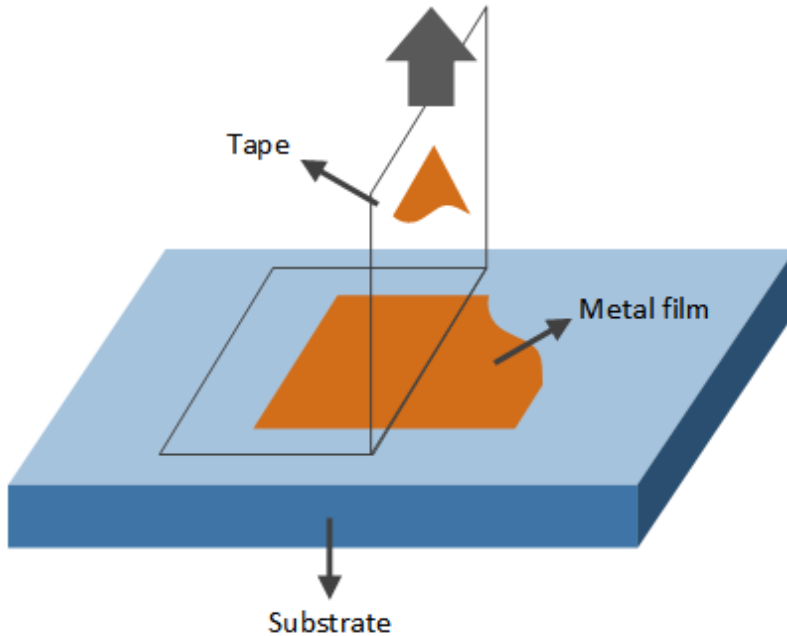


그림 2-5. 테이프를 이용한 정성적인 접착력 실험 방법

2.1.2 금속 도선 식각

MEA 전극 크기는 보통 목표로하는 세포의 크기와 유사한 것이 이상적으로, 수십 μm 에서 수백 μm 크기가 많이 사용된다 [86]. 최근 보다 높은 해상도의 전극이 요구됨에 따라 금속 도선과 전극의 크기 역시 같이 작아지는 추세이다. 하지만 PDMS 기판 위에 수십 μm 크기의 전극과 도선을 제작하는 것은 매우 어려우며, 미세 패터닝을 위해 많은 연구자들이 새로운 공정 기법을 제안하고 있다. 그 중 대표적인 방법이 전사방법이다 [66]–[68]. 이 방법은 미세 금속 패턴을 실리콘 등의 기판위에 제작한 후, PDMS 표면으로 옮기는 것이다. 하지만 이 방법은 기존 방법과 비교하여 공정

이 복잡하고 재현성이 떨어지며, 굴곡이 있는 표면에는 금속을 전사하기 어렵다는 단점을 가지고 있다.

널리 알려진 금속 패턴 제작 방법에는 크게 건식, 습식식각과 리프트오프(lift-off)가 있다 [87]. 두 기술 모두 사진공정을 통해 감광제 마스크를 PDMS 박막 위에 제작해야하는 공통점을 가지고 있다. 따라서 사진공정 중의 열처리 공정에서 PDMS의 팽창으로 인한 문제를 해결하는 것이 매우 중요하다. 또 다른 문제점으로 건식식각을 이용하여 금 박막을 패터닝하는 경우, 식각 잔여물이 남는 단점이 있고 리프트오프를 사용하는 경우, PDMS가 솔벤트에 노출되는 시간이 길어지는 단점이 있다. 이러한 문제점들로 인하여 직접 PDMS층 위에 제작할 수 있는 금속 도선의 폭은 최소 수십 μm 수준이었다[56]. 하지만 이러한 수준의 선폭은 기존의 반도체 공정과 비교하면 매우 넓은 크기이며 점차 소형화, 집적화 되는 전극의 경향을 따르기 위해서는 신뢰성있는 사진공정의 개발이 필요하다.

본 연구에서는 PDMS 박막 위에서 신뢰성있는 사진공정 방법을 제안하고, 이를 바탕으로 미세 금속 박막을 패터닝하는 기술을 소개한다. 그리고 제작한 금속 도선의 기계적인 특성을 살펴보기 위하여 인장 실험(strain test)과 굽힘 실험(bending test)을 진행하였다.

2.1.2.1 감광제 마스크 제작

PDMS 박막위에 고해상도의 전극을 제작하기 어려운 가장 큰 이유는 바로 사진공정의 어려움 때문이다. 사진공정을 통해 미세 패턴을 제작하고, 이 패턴을 마스크로 이용하여 금속 패턴을 진행하는 것이 일반적인 금속 도선 제작 순서이다. 하지만 리프트-오프 기법의 경우에는 PDMS 표면에 바로 감광제를 도포해야 하는데, 표면이 소수성을 띠기 때문에 감광제가 균일하게 도포하기 위해서는 산소 플라즈마 처리등의 친수성 개질이 필

요하다 [88].

하지만 감광제 도포 후, 열처리 공정에서 제일 큰 어려움이 발생하는데, 바로 물질간의 열팽창율 차이에서 발생하는 균열 문제이다. 그림 2-6은 전극 구성 물질의 열팽창률을 비교한 그래프이다. PDMS의 열팽창 계수는 310 ppm/K로 공정에 사용되는 어떤 물질보다도 높다. 이로 인해 열처리 과정에서 PDMS 위에 도포된 감광제나 금속 박막이 깨지는 현상이 발생하는데, 그림 2-7은 열팽창으로 인해 생기는 다양한 균열을 보여준다. PDMS 상부의 감광막뿐 아니라 금속층 심지어는 PDMS 박막 자체에도 균열이 발생하게 된다. 균열이 가장 빈번하게 발생하는 공정은 감광막을 현상하기 위해서 현상액에 넣는 과정 그리고 열처리공정 후 상온에서 샘플을 식히는 과정에서 빈번히 발생하는 것을 확인할 수 있었다. 본 연구에서는 이러한 문제점을 해결하기 위하여 샘플의 온도변화를 최소화하고 금박막을 PDMS에 증착한 후, 사진공정을 진행함으로써 금속 박막이 PDMS의 열팽창을 상쇄시킬 수 있도록 공정을 설계하였다.

2.1.2.2 리프트-오프 방법

리프트-오프는 금속 패턴을 하기위한 방법으로 널리 쓰이는 방법 중 하나로, 음성 감광제를 이용하여 역방향의 경사를 갖는 구조물을 만든 후에 열 증착 같은 비등방성 증착으로 금속을 증착하는 것이다. 리프트-오프를 사용하는 경우에는 감광제를 제거하기 위해서 아세톤(actone)이나 피롤리돈(pyrrolidone) 등의 유기용매에 샘플을 장시간 담가두어야 한다. 하지만 PDMS는 장시간 유기 용매에 노출되면 팽윤(swelling)이나 용해(solubility)가 발생하여 본연의 성질을 잃게 된다. PDMS는 중합체 내의 빈 공간으로 인하여 무극성 용제인 헥산(hexane), 펜테인(pentane), 헵테인(heptane) 등에 의해 팽윤현상이 잘 나타나는 것으로 알려져 있다 [89]–

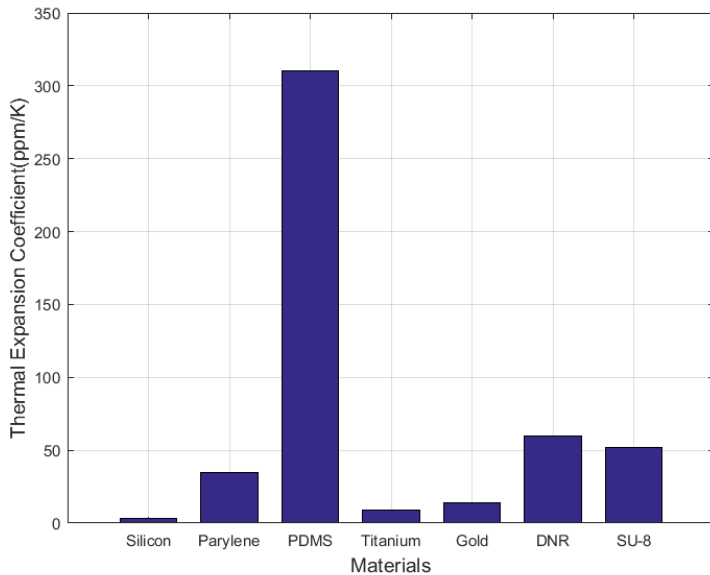
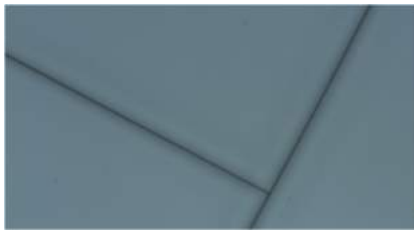


그림 2-6. 열팽창 계수 비교

[91]. 팽윤 현상이 발생하면 PDMS 구조물의 질량 증가와 함께 물리적인 변형도 발생하기 때문에, 전극의 내구성을 떨어뜨릴 수 있다. 특히, 금속과 PDMS의 접착부분이나 PDMS-PDMS 접착면간에 들뜸현상으로 전극의 신뢰성에 큰 문제가 될 수 있다.

Hildebrand의 용해 변수는 용액 상태의 특성을 나타내기 위해 고안되었으며, 혼합물의 용해성을 용해도 매개변수 δ 로 정량화하여 표시한다 [89]. 이 매개변수는 용액 내에서 용매들 간에 일어날 수 있는 분자간 상호반응을 나타내는데 사용하며, δ 값 차이가 큰 용매들보다 δ 값이 비슷한 용매들 간의 용해도가 더 높다. 따라서 δ 값을 통해 물질의 팽윤 현상을 유추할 수 있는데, δ 값이 PDMS와 비슷한 유기 용제일수록 PDMS의 팽윤 현상이 심하게 나타난다. 용해도 매개변수는 용액의 응집성 에너지 밀도(solution cohesive energy density)의 제곱근으로 용액의 모든 분자간 상호반응과



(a)



(b)



(c)



(d)

그림 2-7. 열팽창에 의한 박막 균열: (a)감광막(DNR-L300-40, DONGJIN, Korea)의 균열; (b)감광막 제거 후 PDMS 박막의 균열; (c)PDMS 위에 금 증착 후 발생하는 금 박막의 균열(사례1); (d)금 박막의 균열(사례2)

관계된 에너지량이며, $(\text{J}/\text{cm}^3)^{1/2}$ 단위로 표시하고, PDMS의 용해 변수는 7.3이다 [89]. 팽윤비(S)는 유기 용제에 넣기 전 PDMS 시편의 길이(D0)와 용제에 24시간 넣은 후, PDMS 시편의 길이(D)의 변화율(D/D0)을 나타낸다. 표 2-1는 다양한 물질의 용해변수와 PDMS의 팽윤비(S)를 보여주며, 용해변수가 PDMS와 유사할수록 팽윤 현상이 두드러지게 발생한다.

표 2-1. Hildebrand 용해 변수 및 PDMS 팽윤비[89]

Solvent	$\delta [(\text{J}/\text{cm}^3)^{1/2}]$	S
perfluorotributylamine	5.6	1.00
perfluorodecalin	6.6	1.00
pentane	7.1	1.44
hexanes	7.3	1.35
n-heptane	7.4	1.34
cyclohexane	8.2	1.33
trichloroethylene	9.2	1.34
toluene	8.9	1.31
benzene	9.2	1.28
chloroform	9.2	1.39
acetone	9.9	1.06
N-methylpyrrolidone (NMP)	11.1	1.03
tert-butyl alcohol	10.6	1.21
ethyl alcohol	12.7	1.04
dimethyl sulfoxide (DMSO)	13.0	1.00
methanol	14.5	1.02
water	23.4	1.00

2.1.2.3 전식식각 방법

전식식각은 플라즈마 식각이라고도 하며, 대기압보다 낮은 압력인 진공 챔버(Chamber)에 가스를 주입한 후, 전기 에너지를 공급하여 플라즈마를 발생시킨다. 플라즈마는 이온화된 기체를 가리키는 것으로 전기적으로 중성인 원자 혹은 분자가 자신이 보유하고 있던 전자를 잃거나 추가로 확

보함으로써, 양전하 또는 음전하 상태로 바뀌면서 이온화되는 현상이다. 이온화에 의해 생성된 추가 전자도 연쇄 반응(Avalanche)에 의해 또 다른 이온화를 일으키면서 이온의 수가 기하 급수적으로 늘어나게 되는데, 이 상태를 바로 '플라즈마 상태'라고 한다. 플라즈마 상태에서 해리된 반응성 원자(Radical Atom)가 웨이퍼 위를 덮고 있는 막질 원자와 만나 강한 휘발성을 띄면서 표면에서 떨어져 나가면 식각이 이루어지게 된다.

건식식각 과정에서는 몇 가지 유의해야 할 사항들이 있는데, 첫째는 균일도(Uniformity)를 유지하는 것이다. 균일도란 식각이 이루어지는 속도가 웨이퍼 상의 여러 지점에서 얼마나 동일한가를 의미하는데, 일정한 시간 동안 공정을 진행한 상태에서 웨이퍼의 부위에 따라 식각 속도가 다른 경우, 형성된 모양이 부위별로 다르게 되어 특정 부위에 위치한 도선의 경우 단선되는 등의 불량 발생하거나 특성이 달라지는 문제가 발생할 수 있기 때문이다. 둘째는 식각속도(Etch Rate)이다. 이는 일정시간 동안 막을 얼마나 제거할 수 있는지를 의미하는데, 식각속도는 주로 표면 반응에 필요한 반응성 원자와 이온의 양, 이온이 가진 에너지에 의해서 변한다. 셋째 선택비(Selectivity)가 건식식각의 주요인자로 여겨지고 있다. 선택비는 식각하려는 막과 플라즈마를 막아주는 마스크(mask)의 식각율의 비를 의미하는 인자로 마스크의 식각률은 식각하려는 막의 식각률 보다 낮은 것이 일반적이다.

본 연구에서는 반응성 이온 식각 장비(RIE, Oxford etcher 80 plus, UK)를 이용하여 금을 건식식각하는 실험을 사전 진행하였다. 금의 건식식각에는 염소(Cl_2), 아르곤(Ar) 가스를 주로 사용하여 식각한다. 그림 2-8는 염소와 아르곤을 1:3의 비율로 주입하여 식각한 후, PDMS 표면에 AuCl_3 잔여물의 모습을 보여준다. 이러한 잔여물을 제거하기 위해서는 식각공정 온도를 130°C 로 유지해야 하지만 일정한 온도를 유지하더라도 휘발성이

낮은 AuCl_3 가 반드시 발생하게 되고, 특히 130°C 이상에서는 휘발성이 거의 없는 AuCl 로 변할 수 있다 [87]. 이러한 잔여물을 제거하기 위해서는 샘플을 높은 온도로 유지해야 하는데, 2-2는 금과 티타늄의 염소화합물의 휘발온도를 나타낸다. 표에 따르면 AuCl_3 는 0.01 Torr 압력, 150°C 이상에서 기화하고, AuCl 은 0.01 Torr 압력, 520°C 이상에서 기화하는 것을 알 수 있다. 하지만 PDMS 열화(degradation)온도가 약 340°C 로 모든 잔여물을 기화시키기에는 PDMS의 손상이 우려된다. 열에 의한 PDMS의 열화 특성을 확인하기 위해 $2 \times 2 \times 0.1 \text{ cm}$ 시편을 제작하였다. PDMS는 Sylgard 184를 사용했으며 주재와 경화제 비율을 10 대 1 비율로 섞은 후 공기를 진공 챔버에서 제거하여 시편을 제작했다. 실험은 시편의 무게변화를 측정하는 방법으로 사용하였다. 초기 PDMS 시편의 무게를 측정한 후, 350°C , 400°C , 450°C 의 열판(Hotplate)에서 2, 5, 10, 15, 20분 동안 가열한 후 시편의 무게 변화를 측정하였다.

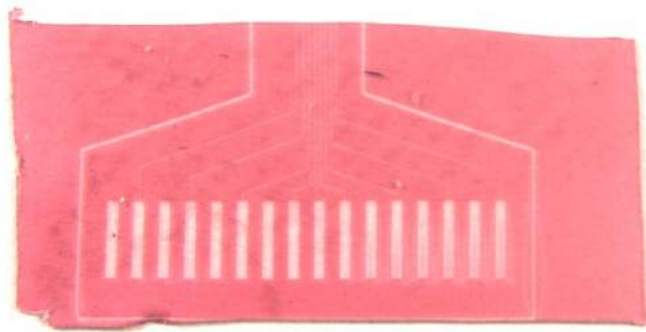


그림 2-8. 건식식각 후 PDMS 박막 위의 AuCl_3 잔여물

표 2-2. 건식식각 잔여물 휘발 온도

물질	온도(°C)		
	0.01 Torr	0.1 Torr	1 Torr
AuCl	520	680	920
AuCl ₃	150	185	220
TiCl ₃	-68	-45	-16

2.1.2.4 습식식각 방법

습식식각 공정은 일반적으로 식각 용액에 웨이퍼를 넣어 액체와 고체 간 화학반응에 의하여 식각 가공이 이루어지는 것을 말한다. 습식식각은 보통 등방성(isotropic) 식각을 의미하며, 실리콘 웨이퍼 표면에 형성된 산화막 등을 선택적으로 식각하는 데 매우 광범위하게 사용되어지고 있다. 그림 2-9(a)는 식각 과정을 나타내고 있는데, 우선 반응할 화학물질이 식각 시키고자 하는 표면에 공급되고, 공급된 화학물질과 식각될 표면 사이에서 화학식각이 일어난 후, 반응이 끝난 생성물질이 외부로 떨어져 나오는 순서로 진행된다. 이러한 습식공정을 이용하여 금속층을 원하는 모양으로 식각하기 위해서는 감광제를 이용하여 식각 용액이 금속층과 접하지 못하게 하는 보호막이 필요하다. 일반적으로 등방성 습식식각을 이용하여 제작할 수 있는 패턴의 크기는 3 μ m로 알려져 있는데, 그림 2-9(b)에서처럼 언더컷 현상이 발생하기 때문이다 [87], [92]. 습식식각은 화학반응을 이용하기 때문에 건식식각보다 선택비가 우수하다. 하지만 식각 용액에 웨이퍼를 침지하는 과정에서 웨이퍼의 위치에 따라 식각정도에 편차가 발생할 수 있으며, 시간이 흐름에 따라 식각률이 조금씩 변하는 단점이 있다. 그리고 DIW(de-ionied water)를 이용하여 세척하고 건조하는 과정에서 얼룩이 발생하기도 하므로 공정에 주의가 필요하다.

표 2-3은 다양한 금 식각 용액의 특징을 나타내는 표이다. 이중 가장 잘 알려진 식각용액은 염산과 질산을 이용한 왕수이다. 왕수 속의 이온화된 염소가 금과 반응하여 AuCl_4^- 가 생성되면서 금이 식각된다. 왕수를 이용한 식각은 약 $10\text{ }\mu\text{m}/\text{min}$ 로 매우 빠른 편이지만, 부식성이 강하고 식각률이 불안정하기 때문에 미세 공정에는 적합하지 않다. 이를 보완하기 위해 물에 희석하는 방법이 많이 사용되고 있지만, 여전히 식각 안정성이 문제가 되고 있다. 다른 습식식각액으로 염기성 시안화 용액(alkaline cyanide solution)이 있다. KCN과 O_2 를 물에 녹인 용액이 대표적이며, 공정중에 HCN가스의 발생을 피하기 위해 염기성 영역($\text{pH}_L 10$)에서 공정을 수행해야한다. 시안화이온이 금과 반응하여 $\text{Au}(\text{CN})_2^-$ 를 생성하며, 식각률은 약 $60\text{ nm}/\text{min}$ 이다. 염기성 시안화 용액은 표면 조도(roughness)와 언더컷 측면에서 요오드-요오드화칼륨 용액보다 우수한 것으로 밝혀졌다 [93]. 그리고 용액이 투명하기 때문에 식각 종료 시점을 확인하기 편리하며, 감광제와 반응하지 않으므로 공정을 간소화할 수 있지만, 치명적인 독성때문에 전극제작에는 사용하기 어렵다. 요오드-요오드화칼륨 용액은 매우 널리 사용되는 식각액으로, 금이 이온화된 요오드와 반응하여 AuI_2^- 를 만들면서 식각된다. 식각률은 용액의 농도를 통해 쉽게 조절가능하며, 알루미늄과 니켈 등의 금속도 식각이 가능하다. 이 용액은 재료의 준비가 용이하며, 매우 낮은 독성을 가지고, 감광제와 높은 호환성을 지니고 있기 때문에 생체실험용 디바이스 제작에 적합하다. 그러나 식각의 비균일성과 언더컷 현상이 단점으로 지적되고 있다 [93]. 이 밖에도 테트라하이드로퓨란(tetrahydrofuran, THF)을 기저물질로 하여 $\text{Me}_2\text{dazdt} \cdot 2\text{IBr}$ 을 혼합한 식각 용액은 식각률이 약 $30\text{ nm}/\text{min}$ 로 미세 패턴을 제작하는데 사용되고 있고, 물을 기반으로 하는 식각액보다 균일한 식각 표면을 갖는다 [94]. 또 아세톤과 $\text{Et}_4\text{TDS}/\text{I}_2$ (iodine tetraethylthiuram disulfide)을 혼합한

용액은 약 50 nm/min의 식각률을 보인다 [95]. 마지막으로 SOCl_2 (thionyl chloride)와 피리딘(pyridine)의 혼합액은 수 일에 100 nm로 매우 느리다 [96]. 솔벤트를 기반으로하는 식각용액은 모두 하드마스크가 필요한데, 이는 대부분의 감광제가 솔벤트에 쉽게 녹기 때문이다. 따라서 금속 마스크를 제작하는 추가공정이 필요하고, 사용되는 솔벤트의 독성이 강하기 때문에 생체용 전극 제작 공정에는 적합하지 않다.

본 연구에서는 요오드-요오드화 칼륨 용액($\text{KI}:\text{I}_2:\text{Water} = 4 \text{ g}:1 \text{ g}:40 \text{ mL}$)을 이용하여 금을 식각하고 BOE(Buffered Oxide Etchant, $\text{HF}:\text{Water} = 1:27$ (v/v))를 이용하여 티타늄을 식각하였다. 연구에 사용한 식각 용액의 식각률은 금은 약 200 nm/min이고 티타늄은 약 180 nm/min이었다. 이 용액을 이용하여 최소 선폭이 5 μm 의 금 도선을 제작하였으며, 생체적합성 실험을 통해 전극의 독성을 실험하여 안정성을 검증하였다.

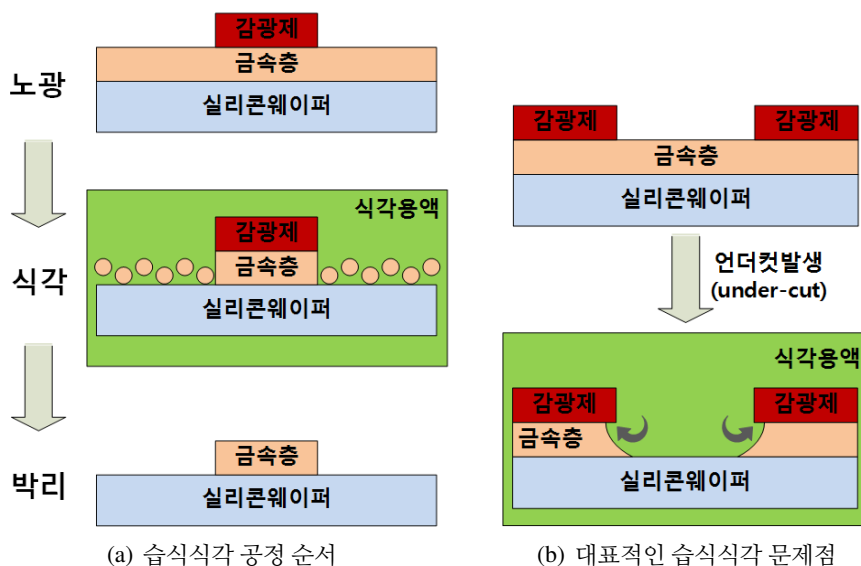


그림 2-9. 일반적인 습식식각 공정 및 문제점

표 2-3. 금 식각 용액 비교

식각용액	KI/I ₂	KCN/O ₂	Me ₂ dazdt.2IBr	Et ₄ TDS/I ₂	SOCl ₂ /py
Solvent	Water	Water	THF	Acetone	Pyridine
Etch Rate	0.05~1 μm/min	0.05~1 μm/min	0.03 μm/min	0.05 μm/min	
Undercut	Low	High	–	–	–
Mask	Photoresist	Photoresist	Hard	Hard	Hard
Toxicity	High	Low	Low	Low	High
Cost	Medium	Low	High	Low	High

2.1.2.5 인장 및 굽힘 실험

제작한 금 도선의 전기적 성질이 외부의 물리적인 힘에 의해 어떻게 변하는지 확인하기 위하여 도선 길이 방향의 인장력 실험을 수행하였다. 실험을 위하여 도선폭은 5, 10, 20, 40 그리고 80 μm 로 설계하였고 도선 길이는 5 mm로 하여 크롬 마스크를 제작하였다. 실험의 편의성을 위하여 도선 끝에는 가로세로 5 mm 크기의 패드를 제작하였다. 상기의 시편은 금속 도선에 따른 특성을 함께 실험하기 위하여 50, 100 그리고 200 nm 두께로 금을 증착하였고, 접착층인 티타늄은 금의 10% 두께로 증착하였다. 금속은 열증착기(MHS-1800, 무한진공, 한국)를 이용하여 티타늄은 3 \AA s^{-1} , 금은 10 \AA s^{-1} 로 증착하였다. 초기 저항은 시편에 인장력이 전혀 주어지지 않는 환경에서 측정하기 위하여, 샘플을 실리콘 기판 위에서 떼어내지 않고 멀티미터를 이용하여 측정하였다. 시편의 외곽을 절단하고 샘플을 70% 에탄올에 10분간 침지한 후 인장력 실험을 위한 시편을 획득한다. 그림 2-10은 인장력 실험 구성 환경을 보여준다. 인장시험기(사이언스타운, 한국)는 PDMS 시편의 양쪽을 잡은 후, 노브를 돌려 시편에 힘을 가할 수 있게 구성되어 있다. 인장력을 가하는 동안에 멀티미터를 이용하여 도선 저항을 측정하였다. 시편의 사각형 패드에 전도성예폭시를 이용하여 전선을 부착한 후 멀티미터에 연결하였다. 전선의 끝부분은 패드에 물리적인 손상을 최소화하기 위하여 둥그렇게 구부려서 접촉시켰다. 인장력 실험과 더불어 굽힘 환경에서 금 도선의 신뢰성 확인을 위한 실험을 진행하였다. 실험에 사용한 시편은 인장력 실험에 사용한 시편과 동일한 방법으로 제작하였다. 그림 2-11은 굽힘 실험 구성 환경을 보여준다. 굽힘시험기(사이언스타운, 한국)는 PDMS 시편의 양쪽을 잡은 후 $\pm 90^\circ$ 로 굽힘운동을 하면서 도선의 저항을 측정하였다.



그림 2-10. 인장력 실험 환경

2.1.3 기존의 PDMS 패터닝 기법

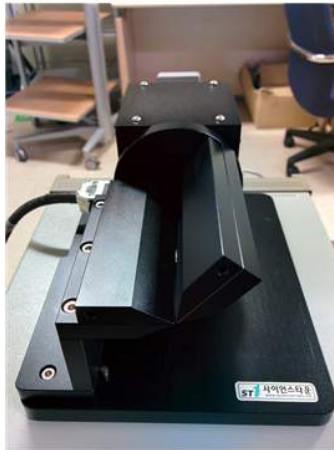
금속 전극은 절연체로 덮여있지 않고 외부에 노출되어야만 신경세포와 통신을 할 수 있다. 따라서 PDMS에 구멍을 제작하는 일은 미세 전극 제작에 있어 매우 중요한 부분이다. 이를 위하여 다양한 방법이 연구되고 있다. 첫번째로 사용되는 방법은 건식식각(Dry Etching)이다(그림 2-12(a)). 정화된 PDMS는 건식식각률이 매우 낮기 때문에 식각을 위해서 알루미늄이나 금으로 제작된 마스크가 필수적이다. 따라서 PDMS 박막 위에 금속을 증착하고 다시 금속을 사진공정을 이용하여 패터닝하는 과정이 필요하다. 이 후, 반응성 이온 식각기(RIE, reactive ion etcher)를 이용하여 물리적, 화학적으로 식각을 한다. PDMS를 식각한 후에는 다시 금속 마스크를 제거하게 된다 [53], [88], [97]. 건식 공정은 PDMS 구멍의 벽면을 수직하게 제작할 수 있으며, 높은 해상도의 패턴을 제작할 수 있다는 장점을 갖는다. 하지만 식각후에 PDMS 잔여물이 많이 발생하고, 식각률이 매우 낮다($0.1 \mu\text{m min}^{-1}$)는 단점이 있다. 두번째 방법은 습식식각(Wet Etching)을 이용하는 것이다(그림 2-12(b)). 테트라부틸암모늄플로라이드(TBAF) 용액을 이용하여 식각을 하는 공정방법 순서는 건식식각과 유사하다. 금속 마스크를 제작한 후, 식각 용액에 침지함으로써 PDMS를 화학



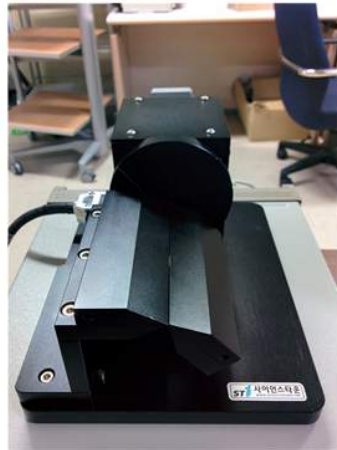
(a)



(b)



(c)



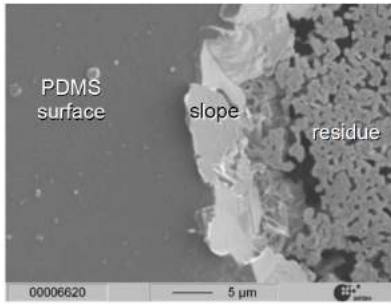
(d)

그림 2-11. 굽힘 실험 환경

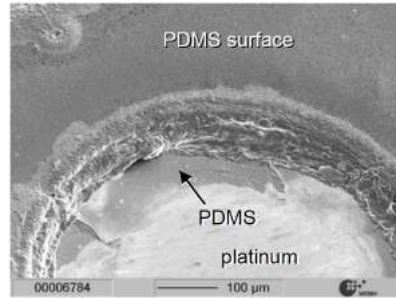
적으로 패터닝하고 최종적으로 금속 마스크를 제거한다. 습식식각 방법은 건식식각에 비해 매우 빠른 식각율($1.8 \mu\text{m min}^{-1}$)을 갖는 장점을 가지지만, 언더컷 현상이 매우 심하기 때문에 해상도가 낮아지는 단점이 있다 [98]. 세번째 방법은 다양한 레이저(ND:YAG, CO_2 등)를 이용하여 PDMS를 태워서 제거하는 방법이다(그림 2-12(c)). 건식, 습식식각과 비교하여 금속 마스크와 같은 사전 공정이 필요하지 않기 때문에 제작 방법을 단순화시킬 수 있다는 장점이 있다 [99], [100]. 하지만 열을 이용하여 PDMS를 태우는 과정에서 재가 남는 현상이 있으며, 높은 열로 인하여 PDMS 고유의 유연한 특성이 사라지기도 하며, 광학적으로 투명한 성질로 인하여 하부에 있는 금속 박막이 손상을 입는 경우도 발생한다. 네번째 방법은 주물 기법(casting)으로 희생 감광제 기둥을 제작한 후, 그 위에 PDMS를 스핀코팅하고 감광제를 제거함으로써 구멍이 있는 박막을 얻는 방법이다(그림 2-12(d)). 이 방법은 감광제의 모양에 따라 구멍의 모양과 경사를 다양하게 조절할 수 있다 [101]. 하지만 스핀코팅 과정에서 감광제 기둥 위에 PDMS 잔여물이 남아 구멍이 막히는 현상이 발생하며 기둥을 따라 PDMS가 두껍게 올라오기 때문에 박막의 균일성이 떨어진다 [60]. 마지막으로 최근에 개발된 광감응형 PDMS(Photodefinable PDMS)을 이용하여 직접 패터닝하는 방법이 있다(그림 2-12(e)). 기존의 PDMS에 광(UV)에 반응하는 물질을 섞어 선택적으로 경화영역을 결정할 수 있는 장점이 있지만, 광개시제(photo initiator)의 독성문제로 생체적합성에 문제가 있다 [102].

2.1.4 제안 주물 기법

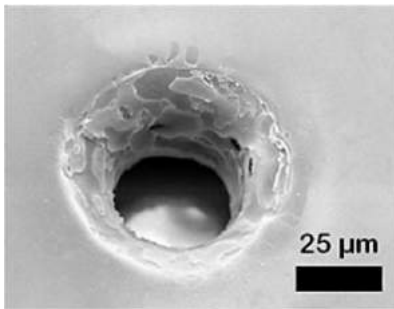
PDMS를 패터닝하는 과정에서 패턴의 벽면 경사를 제어할 수 있어야 하기 때문에 주물 방법은 본 연구에 가장 적합한 공정 기법이다. 패터닝된 PDMS 구조의 벽면 경사를 제어함으로써 후속으로 진행되는 금속 증착을



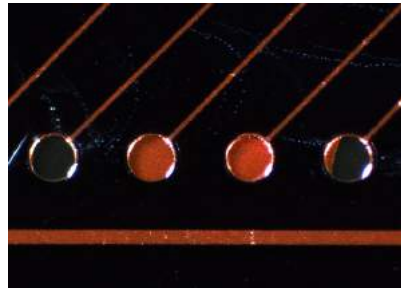
(a) 건식 공정



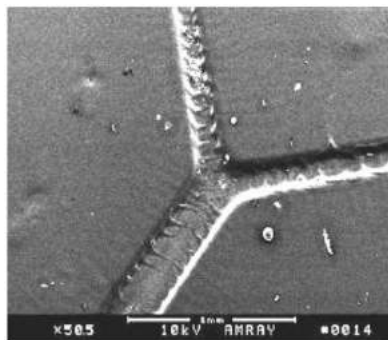
(b) 습식 공정



(c) 레이저 공정



(d) 주물 공정



(e) 광반응형 PDMS 공정

그림 2-12. 기존 PDMS 패터닝 공정

용이하게 수행할 수 있으며, 전극의 사이트(site) 구조를 제어함으로써 전기 자극 시의 전류 밀도 분포를 제어할 수 있다. 하지만 기존의 주물 기법은 PDMS 박막의 균일성이 떨어지고 수율이 낮은 단점을 가지고 있다. 따라서 이를 보완하기 위한 방안으로 감광제를 이용하여 경사진 벽면을 갖는 희생 구조물을 제작하고 PDMS를 두껍게 도포한 후, 전체적으로 식각하는 공정을 제안하여, PDMS의 균일성을 확보하고 수율을 향상시키고자 한다.

2.1.4.1 감광제 희생 구조

주물 공정에서는 구조물의 모양에 따라 PDMS 구조물의 모양이 결정되기 때문에 희생 구조물의 제작이 필수적이다. 감광제를 이용한 사진공정에서는 2가지 측면을 고려해야 한다. 하나는 감광제의 특성이고 두번째는 노광기의 특성이다. 감광제는 빛을 받아 물질의 특성이 변하여 후속 처리를 통하여 빛을 받은 부분과 그렇지 않은 부분을 선택적으로 제거할 수 있는 물질이다. 감광제에 빛을 쏘이면 감광제가 빛과 반응하여 화학구조가 바뀌고 현상액에 반응하는 속도가 달라진다. 빛을 쏘인 부분이 현상액에 녹아 없어지면 양성, 빛을 받지 않은 부분이 녹아 없어지면 음성이라고 정의한다. 감광제를 현상하여 보면 노광량에 따라서 현상후의 두께가 달라지는데, 이상적인 감광제는 한계 노광량을 넘기면 완전히 현상되고 그 이하에서는 전혀 현상되지 않는다 [103]. 그러나 실제 감광제는 노광되지 않은 부분도 약간씩 현상되고 노광량에 따라 감광제의 현상 속도가 달라진다. 본 연구에서는 음성 감광제(DNR-L300-40, 동진썬미켈, 한국)를 사용함으로써 아래쪽보다 위쪽이 더 넓은 모양의 구조물을 제작하였다.

노광 공정 시에는 그림 2-13처럼 마스크와 웨이퍼의 간격을 조절함으로써 감광제 구조에 영향을 줄 수 있는데, 간격에 따라 크게 소프트 콘택(Soft

Contact), 하드 콘택(Hard Contact) 그리고 진공 콘택(Vacuum Contact)으로 나눌 수 있다. 마스크와 웨이퍼가 가까울수록 해상도는 향상되지만 마스크가 먼지등에 오염될 수 있고 감광제 막이 손상될 수 있다. 하지만 반대로 마스크와 웨이퍼 사이를 띄우면 마스크를 오염으로부터 보호할 수 있지만 마스크와 웨이퍼 사이의 공간으로 인한 회절 현상 즉, 광원이 마스크 패턴 경계부분에서 더 많이 회절하게 만들기 때문에 해상도가 떨어지게 된다. 하지만 이는 감광제 구조물의 경사를 조절할 수 있는 단서가 된다 [104]. 그리고 그림 2-14와 같이 노광시간에 따라서도 현상 후의 감광제 구조물에 변화가 있다. 빛이 감광제 박막의 내부로 들어가면서 감광제의 특성을 변화시키고 현상액에 반응하거나 반응하지 않게 만들게 된다. 하지만 빛이 박막을 투과하여 들어가는 데는 시간이 필요하기 때문에, 이러한 특성을 이용하여 노광시간을 줄이면 감광막의 상부가 하부보다 상대적으로 광원에 의한 변화가 많이 발생하고 현상액에 넣었을 때, 감광제 하부가 상부보다 많이 현상되면서 경사를 갖는 구조물이 형성된다.

2.1.4.2 균일한 PDMS 박막 제작

주물 방법을 이용하여 PDMS 박막을 패터닝할 때, 감광제 기둥을 먼저 제작한 후, 두껍게 PDMS를 도포하고 전체적으로 PDMS 박막을 식각하여 높이를 낮추는 방법을 이용하였다. 다른 방법으로는 PDMS 박막을 얇게 스핀 코팅하는 방법[56]이 있지만 이는 박막의 두께가 불균일하게 되고 감광제 위에 얇은 PDMS 막이 형성 되어 정상적인 패터닝이 이루어지지 않는 경우가 빈번히 발생한다(그림 2-12(d)). 이러한 현상이 나타나는 이유는 PDMS의 물리적인 특성 때문이다. PDMS 표면의 메틸(Methyl)기는 서로 간에 낮은 인력으로 인하여 낮은 표면 에너지와 낮은 표면 장력(2-4)을 갖고 실록산(Siloxane)주쇄의 유동성은 메틸기의 효과를 최대화 시키

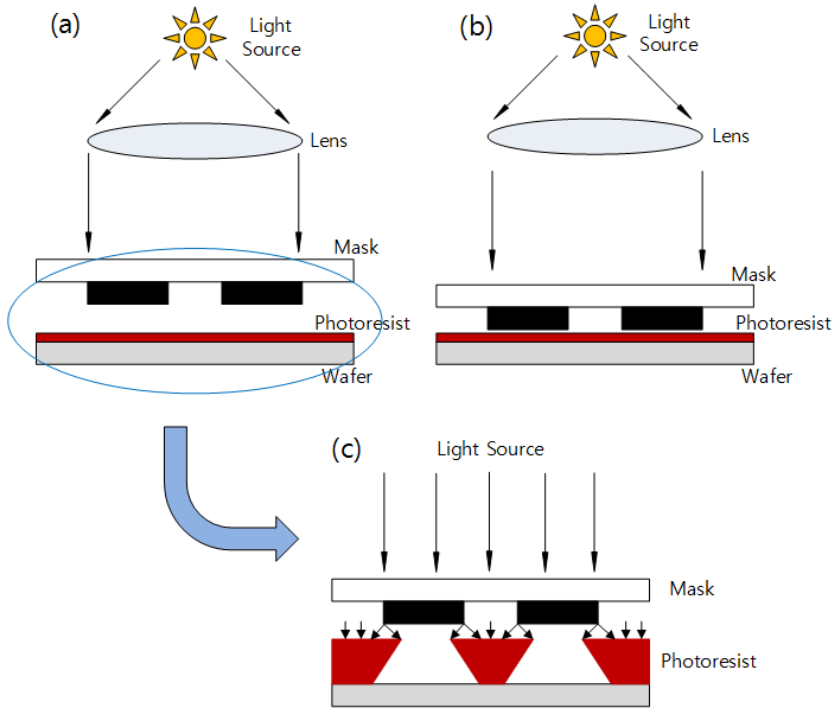


그림 2-13. 노광 거리에 따른 감광제 특성 (a)사진공정 중 감광제와 마스크 사이의 거리를 조절 (b)최소거리를 사용하면 빛의 회절이 거의 발생하지 않음 (c)거리를 일정량 두면 빛의 회절이 발생하여 감광제 구조의 벽면 경사를 조절할 수 있음

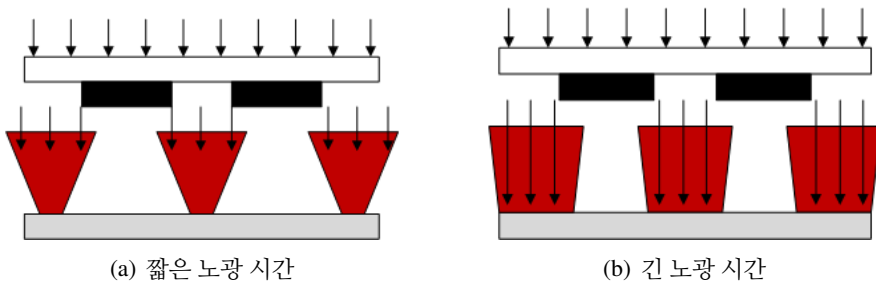


그림 2-14. 노광 시간에 따른 감광제 구조물의 모양 변화

는 역할을 한다 [105]. 이러한 액체의 성질은 PDMS를 몰드로 사용하는데 중요한 요인이 된다. 그리고 분자간의 인력이 자기 때문에 표면 장력이 낮으며, 물체의 표면에 얇고 넓게 분포하려는 경향을 갖게 된다. 따라서 PDMS는 표면 커버리지(Coverage)가 우수하고 분산 능력도 뛰어나지만, 점성이 높기 때문에 얇게 PDMS 박막을 형성하기 위해서는 부탄올(*tert*-butanol)과 같은 유기용제로 점성을 낮추어 코팅하거나, 높은 속도로 장시간 스핀코팅해야 한다.

스핀코팅을 통해 두께 $5\mu\text{m}$ 이하의 PDMS 박막을 얻기 위해서 유기용제와 경화전의 PDMS를 섞어서 점도를 낮추는 방법이 많이 사용되고 있다[106]. 본 연구에서는 기존 연구를 바탕으로 $5\sim 10\mu\text{m}$ 두께의 PDMS 박막을 얻기 위해 다양한 기저물질 위에서 스핀코팅 실험을 진행하였다. 사전 처리가 전혀 되어 있지 않은 웨이퍼, 불화탄소중합체가 코팅된 웨이퍼 그리고 PDMS와 HEMA처리가 된 웨이퍼 위에서 각각 PDMS농도를 변화시키면서 실험을 하였다. 음성 감광제(DNR300-40, 동진썬미켈, 한국)를 이용하여 $7\mu\text{m}$ 높이의 희생 기둥을 세우고, 고속으로 PDMS를 스핀코팅하여 상온에 2시간 보관한 후, 75°C 에서 4시간 경화시킨다. 그 후, 구조물과 멀리 떨어진 위치에서의 PDMS 박막 두께와 구조물 근처에서의 박막 두께를 측정하여 박막의 균일성을 확인하였다. 그리고 전극 및 패드의 외부 노출을 위하여, PDMS를 습식식각하여 PDMS 박막에 구멍을 제작하였다. 다른 방법으로 PDMS를 두껍게(희생기둥의 높이와 유사하게) 코팅한 후, 박막을 전체적으로 습식식각하여 감광제 기둥을 노출시킨 후 유기 용매로 감광제를 제거하는 방법을 사용하였다. 두가지의 공정 방법을 비교하여 PDMS 박막의 균일성 측면에서 PDMS를 두껍게 코팅한 후, 전체적으로 식각하는 공정이 더 효과적임을 확인하였다.

표 2-4. 표면 장력

물질	표면장력(mN/m)
물	72
물 + 계면활성제	30
에탄올	50
PDMS	20
불화탄소중합체	16

2.2 기록용 플라토(Plateau) 전극

지금까지 개발된 유연한 MEA는 기판의 재질과 무관하게 모두 유사한 구조를 가지고 있다. 유연한 기판 위에 금속 도선을 배치하고, 다시 금속 도선을 절연체로 덮은 후, 도선위의 절연체를 식각함으로써 신경 조직과 인터페이스하는 미세 전극을 만든다. 하지만 이러한 제작 기법을 따르면 미세 전극 위에 항상 요철이 발생하게 되고, 이 구조는 전극과 신경 조직 사이의 거리를 떨어뜨려 신호의 품질을 저하시키며, 요철에 공기가 갇히는 현상이 발생하여 신호 기록을 방해하게 된다. 뇌와 같이 부드러운 신경 조직 영역에서는 이러한 요철에 의한 신호 열화가 심하지 않은 편이다. 그 이유는 세포의 재분포(repopulation) 현상으로 인하여 신경 세포의 일부가 요철 구조 안쪽으로 밀고 들어가기 때문이다 [107]. 그러나 척수 신경과 같이 축삭돌기가 밀집되어 비교적 단단한 영역에서는 재분포 현상이 일어나지 않기 때문에 기록 성능 열화가 발생하게 된다. 기존에는 이러한 공기 갇힘 현상을 완화하기 위해서 산소 플라즈마 처리를 통해 PDMS 표면을 친수성으로 개질하는 방법을 사용하였으나 플라즈마 처리 후 일정 시간이 지나면 PDMS 표면이 다시 소수성으로 변하기 때문에 영구적인 해결방법이 아니었다. 따라서 이번 장에서는 미세 전극 위에 요철이 발생하지 않도록 하는 새로운 공정을 제안하고 PDMS기반의 MEA를 제작하

였다.

그림 2-15(a)는 제안하고자하는 기록용 플라토 전극의 3차원 사시도를 나타낸다. 전극, 패드 그리고 전선은 모두 금으로 제작되었고, 나머지는 모두 PDMS로 만들어져 있다. 상용 ZIF 제품을 이용하기 위하여, 인터페이스 패드의 규격은 200 μm 폭, 300 μm 간격으로 제작하였다. 그림2-15(b)는 파란선에서의 단면도를 보여준다. 제작한 MEA의 두께는 약 150 μm 이지만 두께는 PDMS 스펀코팅 속도를 통해 쉽게 조절할 수 있다. 전극, 패드 그리고 도선 모두 하나의 연결체이며, 조직과 접촉하는 전극 부분과 컴퓨터 인터페이스에 이용되는 패드 부분만 그림2-15(b)와 같이 도선이 구부러져 표면에 노출된다. 이러한 플라토 전극 구조는 전극이 신경 조직에 쉽게 접촉할 수 있도록 도와줄 뿐 아니라, 전극과 신경 조직사이에 공기가 트랩되는 현상을 개선하여 기록 전극의 성능을 향상시킨다. 이런 특성을 바탕으로 뇌조직이나 척수 표면에 전극을 부착한 후, 신호가 기록되는 위치를 찾아서 전극의 위치를 쉽게 재조정할 수 있어 실험 환경 구축이 용이해진다.

2.2.1 플라토 전극 제작 공정

그림 2-16은 플라토 전극의 제작 공정이다. 제일 먼저 세척한 실리콘 웨이퍼에 3 μm 두께의 패럴린 박막을 CVD 장비(PDS 2010, SCS INS, 미국)를 이용하여 증착한다. 이 층은 금속이 실리콘과 만나지 못하게 하는 역할을 하며, 최종적으로 디바이스가 웨이퍼로부터 잘 떨어질 수 있도록 도와준다 (그림 2-16(a)).

감광제 희생 기둥을 패러린 박막 위에 제작한다(그림 2-16(b)). 연구에 사용한 음성 감광제(DNR-L300-40, 동진세미켄, 한국)를 1300 rpm으로 20 초간 스펀코팅하면 약 7 μm 두께의 박막을 얻을 수 있다. 동일한 조건으로

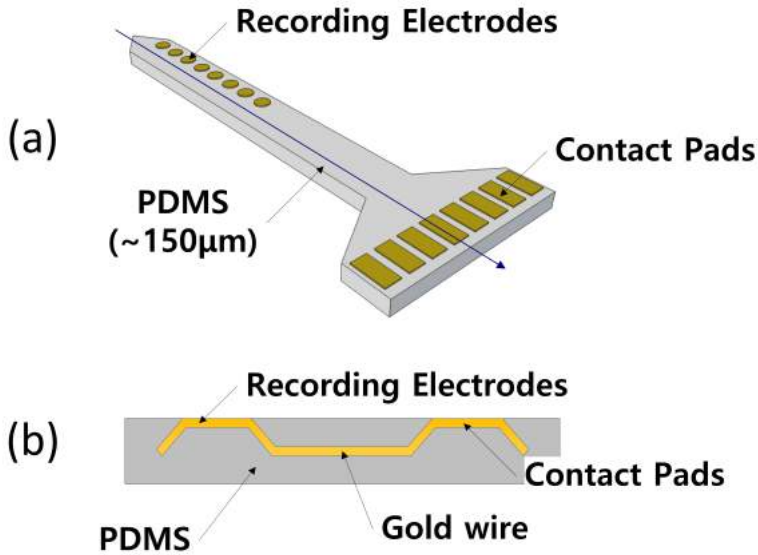


그림 2-15. 신경 기록용 전극 구조 (a) 기록용 플라토 전극의 사시도 (b) 전극의 단면도

감광제를 2회 코팅하면 약 $20\mu\text{m}$ 두께의 박막을 얻을 수 있다. 첫번째 감광층을 코팅하고 95°C 로 90초간 열처리한 후, 다시 동일한 조건으로 감광제를 코팅한다. 두번째 코팅을 마친 샘플을 110°C 로 90초간 다시 열처리한 후 노광기(MA6 Aligner, karl-suss)를 이용하여 $18\text{ s}(25\text{ mW}/\text{cm}^2)$ 동안 노광한다. 이 때, 희생 기둥의 경사를 조절하기 위하여 웨이퍼와 마스크 사이에 $160\mu\text{m}$ 두께의 투명 PET 필름을 끼워 샘플을 노광한다. 필름의 두께와 노광시간을 조절함으로써 기둥의 경사 각도를 조절할 수 있음을 사전 연구를 통해 확인하였다. 패럴린과 PDMS 박막 사이의 접착력을 높이기 위하여 산소 플라즈마(RIE 80 plus, Oxford Instrument) 처리를 수행한다.

PDMS (Sylgard[®] 184, Dow Corning)를 1000rpm으로 30초 동안 스핀 코팅한 다음 80°C 의 오븐에서 1시간동안 경화시킨다(그림 2-16(c)). 경화 후 TBAF용액을 이용하여 PDMS를 전체적으로 식각한다. TBAF용액

은 TBAF(tetrabutylammonium fluoride, Tokyo Chemical Industry, 일본)과 NMP(n-methylpyrrolidone, Tokyo Chemical Industry, 일본)을 1:15(v/v)로 혼합하여 제작한다. 습식식각 후 남아있는 감광제는 NMP으로 세척하고 마지막으로 IPA(isopropyl alcohol)로 세척한다. 다시 물로 세척한 후에 5 분동안 초음파세척을 수행한다.

구멍을 가진 PDMS 박막에 금을 증착하기 전, 금속과의 접촉력을 높이기 위하여 산소 플라즈마를 이용하여 PDMS와 패럴린 박막 위에 HEMA(hydroxyethyl methacrylate, 대정, 한국)를 중합한다. 중합 방법은 3단계로 구성되는데, 1단계는 샘플에 산소 플라즈마를 30초 동안 처리하여 HEMA가 안정적으로 결합할 수 있도록 표면에너지를 높여준다. 플라즈마 장비의 공정조건은 기압 75 mTorr, 산소 유량은 20 sccm 그리고 파워는 100 W로 모든 단계에서 동일하다. 2단계는 HEMA를 1500 rpm으로 30초간 스핀코팅하고, 마지막 3단계에서 다시 산소 플라즈마를 1분간 처리하면 양쪽 친화성(ampiphilic)을 갖는 HEMA 박막을 중합할 수 있다. 이 후에, E-Gun 증착기(ZZS550, 마에스텍, 한국)를 이용하여 티타늄과 골드를 증착한다. 금과 PDMS는 접촉력이 나쁘기 때문에 티타늄을 사이층으로 두어 접촉력을 향상 시킨다. 전극의 제작에 금을 사용하였지만, 최근의 전극 제작 추세에 따라 Pt, Ir oxide 또는 TiN을 사용하는 것도 가능하다.

티타늄은 3 Å/s로 300 Å 증착하고, 금은 2 Å/s로 3000 Å 증착한다(그림 2-16(d)). 다시 금을 패터닝하기 위하여 이전과 동일한 조건으로 감광제를 도포하고 노광시에는 PET 필름을 사용하지 않고 20초 동안 노광한 후, 현상한다(그림 2-16(e)). 금 박막은 상온에서 요오드-요오드화칼륨 용액으로 습식식각하고, 티타늄이 노출되면 4% BOE(buffered oxide etcher)를 이용하여 약 10초 동안 식각한다(그림 2-16(f)). 이 후 경화되지 않은 PDMS를 700 rpm속도로 1분간 경화된 PDMS 박막에 스핀코팅하여 장치를 완성

하게 된다(그림 2-16(g)). 이 때, PDMS와 PDMS끼리의 접착력을 높이기 위해 산소 플라즈마 처리를 수행해야한다. 최종적으로, ND:YVO₄ 레이저(3500-Smart PS, DPSS System, power 2.7W, speed 5mm/s, wavelength 5 μ m, frequency 20 kHz)를 이용하여 전극의 외형을 잘라낸 후, 70%농도의 에탄올에 약 10분간 담가둔다. 에탄올에 의해 패럴린과 실리콘 웨이퍼간의 접착력이 약해져서 쉽게 장치를 분리해 낼 수 있다. 패럴린 층을 제거하기 위하여 산소 플라즈마를 이용하여 산소 유량 20 sccm, 압력 100 mTorr 그리고 100 W의 전력으로 7분간 건식식각하면 3 μ m 두께의 박막을 제거할 수 있다. 잔존해 있을 수 있는 독성물질을 제거하기 위하여 깨끗한 물에 24시간 보관하여 세척 한 후 건조한다(그림 2-16(h)).

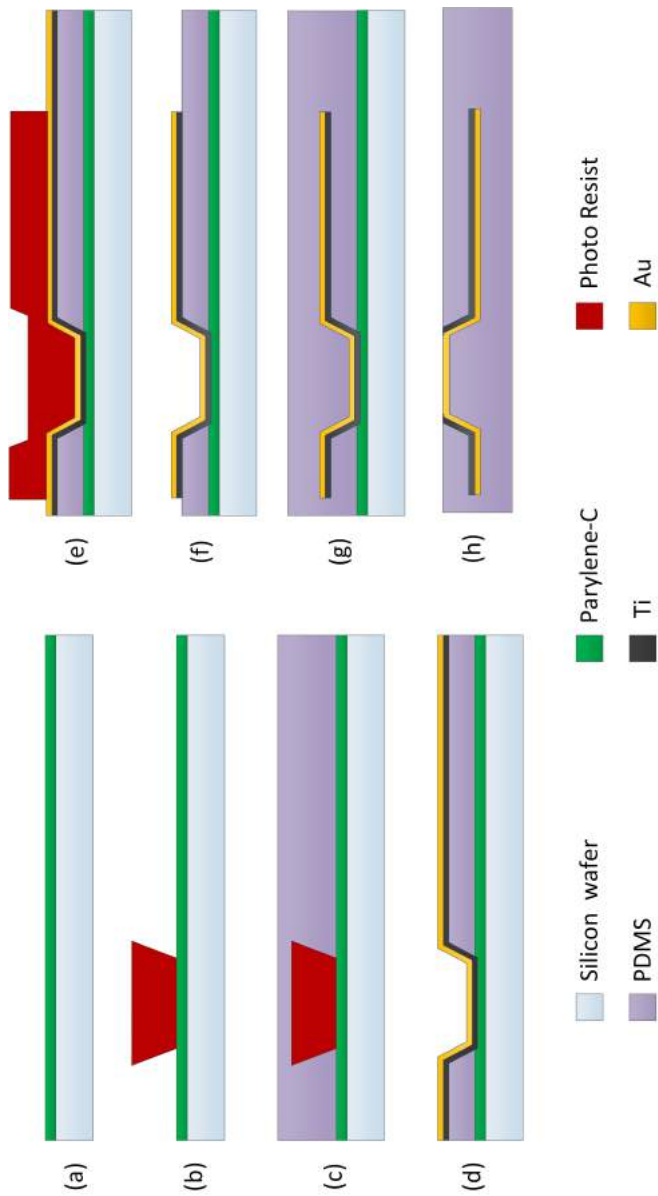


그림 2-16. 신경 기록용 전극 제작 공정

2.2.2 전극 프로파일

효과적으로 전극을 제작하기 위해서 가장 중요한 조건이 PDMS 박막에 완만한 경사를 갖는 구멍을 제작하는 일이다. 그림 2-17과 같이 대다수의 플라즈마 장비의 전극은 웨이퍼와 수직한 방향에 위치하고 있으며 이로 인해 플라즈마는 상하의 방향성을 갖는다 [108]. 따라서 PDMS 박막에 제작한 구멍의 벽면이 웨이퍼에 수직하다면, 플라즈마 처리가 잘 이루어지지 않게 된다. 그리고 금속을 증착하는 방법에 따라 스퍼터(sputter), E-gun, 열(thermal) 증착기로 분류할 수 있는데, 스텝 커버리지(step coverage) 측면으로 살펴보면 상기에 기록한 순서로 특성이 우수하다 [108]. 열증착 방법을 이용하면 수직한 PDMS 벽면에는 금속의 증착이 잘 이루어지지 않는다는 의미이다. 이러한 단점을 해결하기 위한 한가지 방법으로 벽면의 경사를 완만하게 제작하는 기술을 제안한다. 경사면이 완만하면 플라즈마를 통한 PDMS의 표면 개질이 용이하고, 금속 증착에 다양한 방법을 사용할 수 있어 공정 장비 선택의 제약이 줄어든다.

다양한 경사각을 갖는 PDMS 구멍을 제작하기 위해 음성 감광막(DNR-L300-40)을 20 μm 두께로 제작한 후, 노광 에너지와 웨이퍼와 마스크의 접촉 조건을 조절하면서 희생 감광제 기둥의 경사를 측정하였다. 접촉 조건은 하드(hard), 소프트(soft) 그리고 근사(approximate)의 3가지 방법을 사용하였고, 노광 시간은 12~20 μm 까지 2초 간격으로 실험하였다. 상기의 실험결과를 바탕으로 희생 감광 기둥을 제작하고, PDMS를 스펀코팅 한 후, 식각하는 방법으로 PDMS 박막에 경사진 구멍을 제작하는 실험하였다. PDMS 두께와 스펀코팅간의 관계를 알기 위해, 사전처리가 되어있지 않은 웨이퍼(bare), 실레인 처리된 웨이퍼(Trichloro-(1,1,2,2-perfluorocetyl)-silane) 마지막으로 HEMA가 중합된 3가지 종류의 웨이퍼에

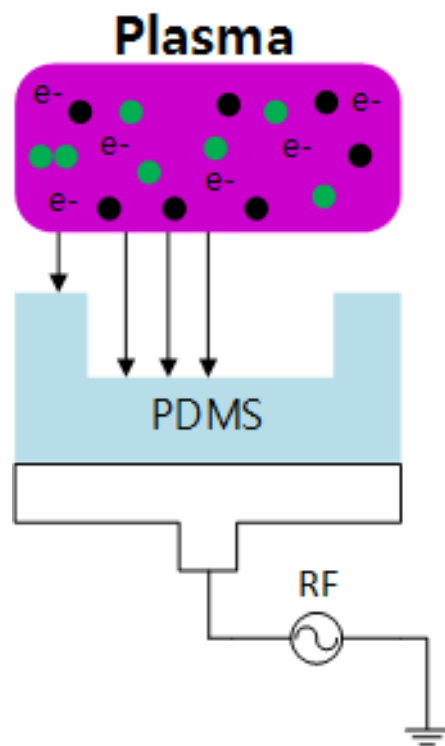


그림 2-17. 보편적인 플라즈마 장비 원리

각각 500 rpm, 1000 rpm, 2000 rpm 그리고 4000 rpm으로 PDMS를 코팅하여 그 두께를 알파스텝으로 측정하였다.

추가로 PDMS의 식각율 측정을 위하여, TBAF와 NMP를 25%, 16%, 9%, 6%의 비율로 섞은 식각 용액을 만들고 PDMS 조각에 알루미늄 테이프를 부착 한 후, 상온의 식각 용액에 20분간 담가두었다. PDMS 조각을 꺼내 테이프를 제거한 후, 알파스텝을 이용하여 PDMS의 분당 식각율을 계산하였다. 알파스텝(Nanospec AFT/200, KLS-TENCOR, 미국)은 샘플 표면 위의 단차를 측정하기 위하여 개발된 장비로 탐침(stylus)이 웨이퍼 표면을 긁고(scan) 지나감으로써 표면 단차의 변화로 인해 발생하는 압력을 감지하여 그 단차의 두께를 측정하는 장비이다. 전극 프로파일의 3차원 구조를 확인하기 위해서는 3D 프로파일러(μ Surf, NanoFocus, 미국) 장비를 이용하였다. 비접촉식 3차원 구조 분석 장비로 시편의 3차원 단차를 측정하는데 사용된다. 측정 방법은 공초점(confocal)방법을 사용하여 대상 물체의 3차원 정보를 측정하는 장비로 빛을 이용하기 때문에 투명한 물질에는 사용하기 어렵다. 따라서 본 연구에서는 금 박막을 증착한 후에 전극의 프로파일을 확인하였다.

2.2.3 임피던스 측정

신경 신호 기록용 전극에서 전기적 특성으로서 가장 중요하게 요구되는 것은 전극의 임피던스이다. 신경 인터페이스를 이루는 신경전극은 전해질로 이루어진 생체 조직과 접촉하게 되면 전극-전해질 계면에 전기화학적 이중층을 형성하게 되고, 이는 전기회로의 임피던스로 정량화 할 수 있다 [78], [109]. 여기서 계면 임피던스는 용량성(capacitive)을 가지므로, 전극과 전해질이 이루는 실질표면적에 따라 임피던스가 크게 좌우된다. 전극의 임피던스가 너무 높으면 실제의 신경 신호보다 작은 크기의 신호가

신경 기록 시스템으로 전달되어 전극의 성능이 열화된다. 반대로 임피던스가 너무 낮은 경우에는 작은 크기의 신경 신호가 외부에서 유입된 큰 잡음에 묻혀서 신호 대 잡음비가 낮아지게 되는 문제를 발생시킨다.

전기화학적 임피던스 스펙트럼(EIS, Electrochemical Impedance Spectroscopy)는 포텐시오스타트(potentiostat) 장비를 이용한 삼전극 시스템을 통해 알 수 있다. 본 연구에서 제작한 8개의 전극($130 \times 130 \mu\text{m}^2$)을 갖는 MEA의 임피던스를 측정하였다. 전극은 상온의 완충용액(PBS solution, Gibco #10010, Invitrogen Life Technologies, 미국)에 담근채로 임피던스 분석기(IM6e, Zahner-Elektrik, Kronach, 독일)를 이용하여 측정하였다. 3전극 시스템에서의 기준전극으로는 Ag/AgCl 전극(K0260, ATFrontier, 한국)을 상대전극으로는 백금 전극(RDE0021, ATFrontier)을 이용하였다. EIS측정을 위하여 전극에 $10 \text{ mV}_{\text{RMS}}$ 의 정현파를 인가하여 100Hz에서 100kHz까지 임피던스를 측정하였다.

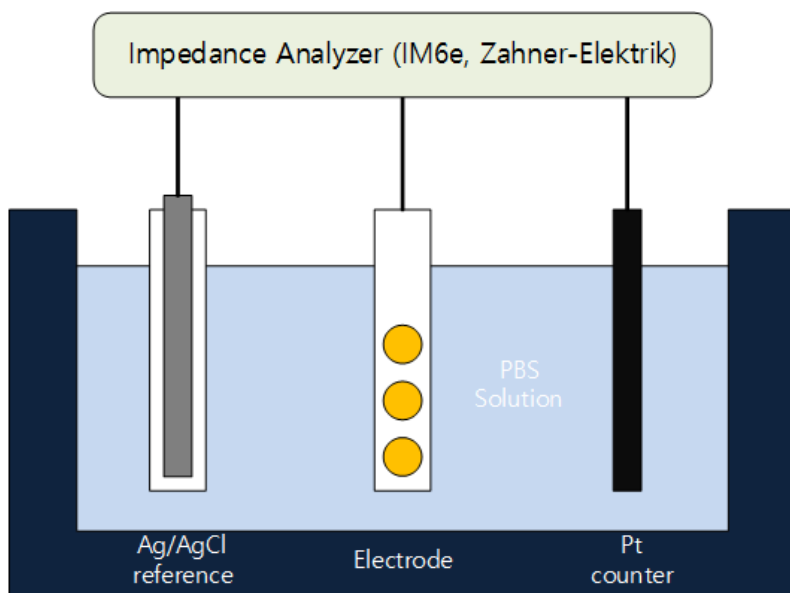


그림 2-18. 임피던스 측정 환경

2.2.4 전극의 표면 접촉 성능

제안한 플라토 전극이 신경 조직에 적절히 부착되는지 확인 하기 위한 실험을 하였다. 제작한 플라토 MEA를 DIW가 담긴 페트리 접시(petri dish)에 넣으면 물 위에 뜨게 되고 슬라이드 글래스(24 x 40 x 0.2 mm)를 이용하여 전극면이 글래스에 부착될 수 있도록 위치를 잡은 후에 플라토 MEA를 꺼낸다. 그 후, 수집한 슬라이드 글래스의 전극 부분을 광학 현미경으로 관찰함으로써 전극과 유리기판 사이의 접합부분을 광학적으로 확인하였다.

2.3 자극용 경사 전극(slanted-edge electrode)

인체 내에서는 신경과 근육의 세포막을 따라 이루어지는 활동전위의 전도를 통하여 생리학적 변화를 유도함으로써 자극을 전달한다. 이러한 활동전위의 전도는 불균형한 이온 분포로 인해 발생한 전위차에서 비롯되며 이것을 인위적으로 발생시키는 것을 전기 자극이라고 한다. 전기자극은 적절한 강도와 자극주기를 사용함으로써 환자에 따라 다양한 목적으로 사용되며 그에 따라 여러종류의 전기자극기가 개발되어 현재 널리 적용되고 있다. 전기 자극의 주요 요소로는 파형(Waveform), 진폭(Amplitude), 펄스 지속기간(Pulse duration),전극(Electrode)이 있다 [110]. 이러한 자극을 통해 신경마비, 근육 무력증, 운동 신경의 전도 장애등의 질병을 치료한다 [111].

전극의 전하 주입량 한계를 높여서 자극에 적합한 신경 전극을 개발하려는 연구도 진행 중이다. 과전압이 발생하기 전까지는 전극 표면에 형성된 이중층에 전하가 저장되어 비패러데이 전류가 형성되지만, 이중층의 정전 용량을 넘어서면 과전압이 발생하며 패러데이 전류가 흐르고 전극

의 표면에서 산화 환원 반응이 일어나면서 전극의 부식이나 세포 손상이 발생하게 된다. 전극의 표면적을 넓혀서 임피던스를 낮추면 전극 표면에서 형성되는 이중층의 전기 용량 성분이 커지고 보다 많은 양의 전하를 이중막에 저장할 수 있다 [78]. 결국 전극의 표면적을 넓힘으로써, 전극의 임피던스를 낮추어 자극성능을 향상시킬 수 있으며, 전극의 표면적을 늘리기 위해 흑백금, 산화이리듐, PEDOT 등을 이용하여 전극 위에 다공성 구조를 만드는 연구가 진행되고 있다 [48], [112], [113].

그런데 절연체 밑에 전극이 위치하고 전극 우물의 경사가 바닥면과 수직인 경우에는 전극 가장자리 부분의 전류 밀도가 중심보다 높은 현상이 발생한다 [114], [115]. 이러한 전류 밀도 분포의 불균일은 전기 자극 시, 특정 위치에 과전류가 유입되어 세포를 파괴하는 현상을 일으킬 수 있다. 따라서 자극 전극 표면의 전류 밀도 분포가 균일해야 한다. 선행 연구에서 전극 우물의 경사 조절을 통해 균일한 전류 밀도 분포를 가질 수 있음을 보였다 [116]. 이를 바탕으로, 이번장에서는 PDMS 기반의 자극용 경사 전극 제작 방법에 대해 기술한다.

2.3.1 기존 전극의 전류 밀도 문제

과도한 전기 자극은 정상적인 세포에 스트레스로 작용하거나 세포내 이온의 변화를 일으켜 세포 사멸이나 세포 손상을 유발한다. 따라서 효과적인 전기 자극을 위해서는 적절한 전기 자극 위치와 전기 자극 조건(자극 세기, 자극 주파수, 진폭, 자극 패턴)이 고려되어야 한다. 하지만 전류 밀도 분포가 불균일한 상태에서는 목표한 신경이나 세포에 적당한 자극을 주기가 어렵다. 목표한 신경에 적당한 전기 자극이 가더라도 주변 세포나 신경은 과도한 자극을 받아 열에 의한 세포 괴사, 전기에 의한 세포막 구멍, 뉴런의 과반응으로 인한 독성 물질 분비 등으로 세포손상을 입을 수

있다 [72], [117]. 이러한 현상을 줄이기 위해서 전극 제작 측면에서 우물 형 전극의 경사와 전류 밀도 분포와의 관계를 분석하는 연구가 이루어져 왔다 [116]. 표면 장착형 전극, 수직형 우물 전극 그리고 경사형 우물 전극에 따른 전류 밀도 분포가 수학적으로 증명 되었고[114], [115], 경사형 우물 전극을 제외한 전극에서 전극 가장자리 부분은 높은 전류 밀도를 갖는다는 것을 알게 되었다. 하지만 반도체 공정을 이용하여 PDMS 박막에 우물 구조를 만드는 것 자체가 어려웠기 때문에 [60], [63], [98], [100], 전류 밀도 분포의 개선을 위해 전극 우물의 경사까지 제어하려는 연구는 많지 않았다 [74].

본 연구에서는 PDMS기반의 전극의 벽면 경사를 조절하는 공정을 제안하고 제작하였다. 시뮬레이션을 통해 경사형 벽면 전극의 경우, 수직적으로는 균일한 전류 분포를 갖으며 수평적으로는 전류 성분이 줄어드는 것을 확인하였다. 수평 성분이 줄어드는 것은 곧 공간 분해능이 좋아진다는 것을 의미하므로, 더 높은 공간 분해능을 갖는 전극의 제작을 가능하게 한다. 게다가 제안하는 공정은 신뢰성이 높고 효율적이며 수율이 높은 장점을 갖으며, 전극 우물의 두께와 경사를 쉽게 조절할 수 있다. 이 장에서는 경사면 우물을 제작하는 공정 설명과 전극의 구조 그리고 전극의 전기적인 특성 및 실험에 초점을 맞추도록 한다.

2.3.2 경사 전극 제작 공정

공정과정의 전체적인 흐름은 다음과 같다. 실리콘 웨이퍼 위에 PDMS 박막을 제작하고 금 박막을 증착한다. 사진공정을 통해 마스크를 형성한 후, 습식식각을 통해 금 도선을 제작한다. 그 후, 포토레지스트 희생 기둥을 전극과 패드 위에 제작하고 PDMS 층을 스펀코팅을 통해 다시 만든다. 그리고 TBAF 용액을 이용하여 PDMS표면을 1 μ m정도 식각하고 희생 기

등을 제거한다. 최종적으로 전극의 외형을 ND:YVO₄ 레이저를 통해 잘라낸다.

자세한 공정 순서는 그림 2-19과 같다. 우선 실리콘 웨이퍼를 표준 세척 과정을 거쳐 준비한 후, 트리클로로실란(trichlorosilane)을 이용하여 자기조립 단분자막(self-assembled monolayer)을 형성한다. 증발접시에 트리클로로실란 0.3ml 담은 후, 진공 데시케이터에 실리콘 웨이퍼와 함께 넣고 진공 펌프(Rocker 300, Rocker Scientific Co, Taiwan)를 이용하여 4시간 동안 진공을 유지하면, 실리콘 웨이퍼 위에 트리클로로실란이 자기조립 단분자막을 형성한다(그림 2-19(a)).

PDMS (Sylgard® 184, Dow Corning)는 경화제와 무게비 10:1의 비율로 섞어서 사용한다. PDMS를 경화제와 섞을 때 생기는 기포가 발생한다. 본 연구에서는 PDMS 혼합물을 원심분리기(Centrifuge 5804R, Eppendorf International, Germany)에 3000 RPM으로 3분간 돌려 기포를 제거한다. 기포를 제거한 PDMS 용액을 트리클로로실란 자기조립 단분자막이 도포된 실리콘 웨이퍼 위에 1000 RPM으로 30초간 스핀코팅한 후, 75 °C 오븐에서 4시간동안 경화하면, 실리콘 웨이퍼 상에 약 70 μm 두께의 PDMS 박막을 얻을 수 있다(그림 2-19(b)). PDMS 박막 위에 금을 안정적으로 증착시키기 위해서, PDMS의 표면을 친수성으로 개질하는 공정이 필요하다. 이를 위해 RIE (Reactive Ion Etching, Oxford Instrument, USA)를 이용하여 산소 플라즈마를 압력 75 mTorr, 산소 유량 20 sccm에서 수행하고 HEMA(hydroxyethyl methacrylate)를 1500 RPM으로 30초간 스핀코팅한 후, 다시 동일한 조건에서 산소 플라즈마를 수행한다(그림 2-19(c)).

티타늄(Ti)과 금(Au) 박막은 E-Gun 증착기 (E-Gun Evaporator, ZZS550, MASTEK)을 통해 증착한다. 티타늄은 PDMS와 금의 접착력을 높이기 위한 금속으로 2 Å/s 속도로 300 Å을 증착한다. 금은 3 Å/s의 속도로 3000 Å

을 증착한다. 금속 박막의 식각을 위해서 음성 감광제(Negative Photoresist, DNR-300-40, DONGJIN, 한국)를 이용하여 마스크를 제작한다(그림 2-19(d)). 감광제는 금 박막위에 1300 RPM으로 20초간 스핀코팅한 후, 150 mJ/cm^2 의 에너지로 노광하고 40초간 현상하여 마스크를 제작한다(그림 2-19(e)). 요오드-요오드화 칼륨 용액에 샘플을 담구어 금을 식각하고 BOE (Buffered Oxide Etchant)를 이용해서 티타늄도 식각한다. 식각 공정을 마친 후, 아세톤으로 감광제를 제거한다(그림 2-19(f)).

전극과 패드를 외부로 노출시키기 위하여 음성 감광제를 이용하여 두꺼운 희생 기둥을 제작한다. 본 연구에서 사용한 감광제는 1회 도포로 약 $7 \mu\text{m}$ 두께의 박막을 얻을 수 있다. 하지만 두꺼운 감광제 박막이 요구되므로 2회 도포를 통해 약 $20 \mu\text{m}$ 두께의 감광막을 형성한다. 1300 RPM으로 20초간 1회 도포한 후, 95°C 에서 1분 30초간 열처리한다. 다시 동일한 속도와 시간으로 2회 도포하고 110°C 에서 2분 40초간 열처리를 하면 약 $20 \mu\text{m}$ 두께의 감광막을 얻을 수 있다. 이 후, 약 150 mJ/cm^2 의 에너지로 노광한 후, 100°C 에서 다시 2분간 열처리를 하고 현상하면 원하는 모양의 마스크를 얻을 수 있다. 이 때, 감광막의 두께가 늘어났음에도 단일막에서와 같은 노광에너지를 조사함으로써 과소노광(under-exposure)상태로 현상을 하게 된다. 과소 노광을 이용함으로써 희생 기둥의 옆면 기울기를 조절할 수 있다(그림 2-19(g))

PDMS와 PDMS의 결합력을 증가시키기 위해 산소 플라즈마 처리를 수행한 후, 바로 PDMS를 1500 RPM으로 90초간 스핀코팅하여 약 $25 \mu\text{m}$ 두께의 PDMS 박막을 제작한다(그림 2-19(h)). 희생 기둥보다 높은 두께로 PDMS를 도포한 후, TBAF(Tetrabutylammonium Fluoride)와 피롤리돈(Pyrrolidone)을 부피비 1:10으로 섞은 용액으로 식각하여 전극과 패드 영역을 외부로 노출시킨다. 피롤리돈은 감광제를 녹이기 때문에 희생기둥

위의 PDMS를 TBAF가 녹여낸 후, 감광제 기둥이 녹기 시작하면 피롤리돈 용액에 샘플을 옮겨서 감광제를 완전히 제거한다(그림 2-19(i)).

센서의 외형은 ND:YVO₄레이저(3500-Smart PS, DPSS)를 이용하여 잘라낸다. 레이저 파장은 354.7 nm이고 PDMS 제거 레이저 세기는 2.7 W이고 속도는 5 mm/s이다. 그리고 레이저의 주파수는 20 kHz이고 펄스폭은 5 μ s이다. 상기의 조건에서 PDMS의 외형 절단이 가능하다(그림 2-19(ii)). 그리고 DI(de-ionized) 물에 하루정도 보관하면서 각종 화학물질들을 제거한다. 마지막으로 샘플을 IPA용액에 30분간 담근 후, PDMS기반의 MEA를 각각 실리콘 웨이퍼로부터 분리한다.

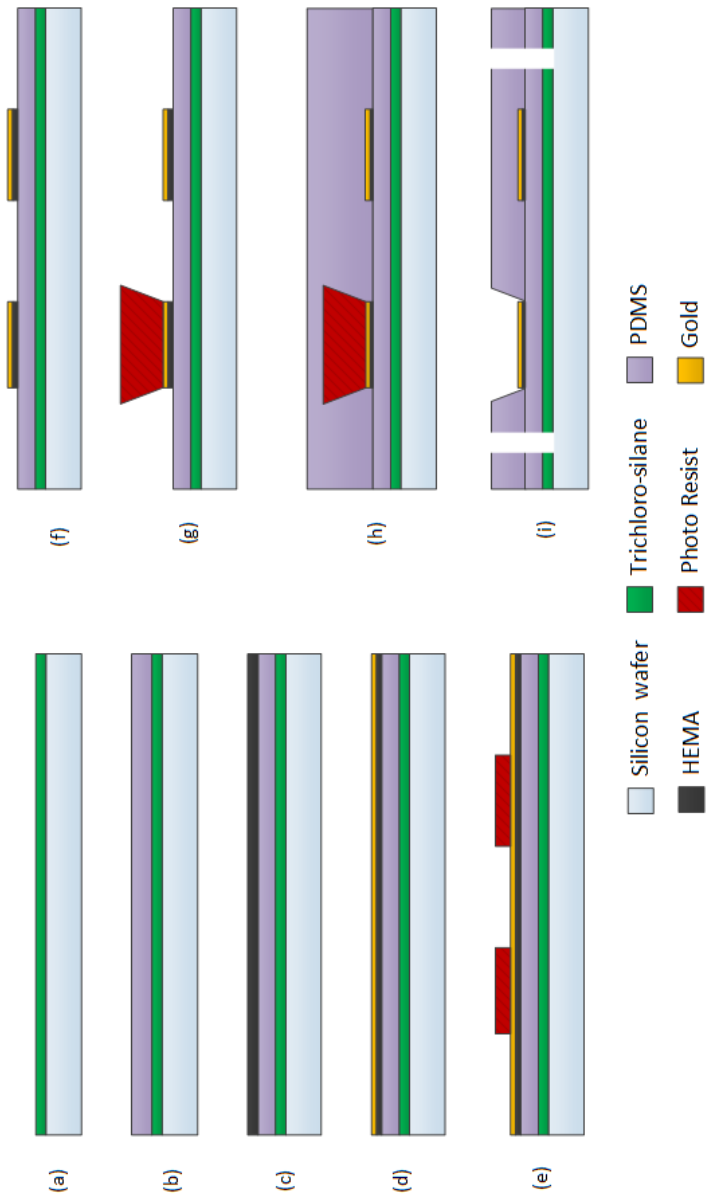
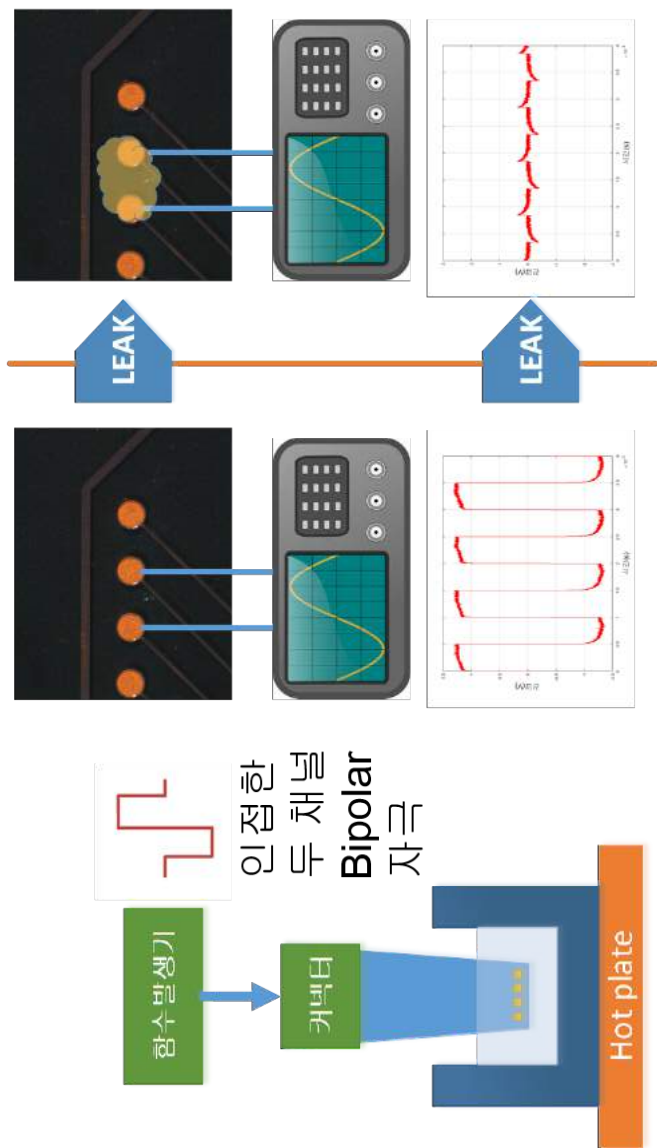


그림 2-19. 신경 기록용 전극 제작 공정

2.3.3 신뢰성 실험

신뢰성 시험 시간 단축을 목적으로 가혹한 조건에서 실시하는 시험을 가속시험이라고 한다. 가속시험은 장치의 고장이 발생하는 메커니즘을 단축하기 위한 시험으로 압력, 온도, 습도, 부하, 진동, 전류 등을 피험물에 기준보다 높게 인가하는 방법이 일반적이다. 본 연구에서는 온도를 가속 조건으로 하여 그림 2-20와 같이 실험환경을 제작하고 누설(leakage)로 인한 전극의 고장을 실험하였다.

누출은 폴리머 기반의 전극에서 빈번 발생하는 고장의 원인이다 [69]. 전극의 전기적인 누출 경로가 발생하면 전극간의 누화 현상이 크게 발생하여 전극의 독립성이 사라지게 되므로, 본 연구에서는 누출에 의한 전극 고장을 확인하기 위하여 전극을 40도, 60도, 80도의 PBS용액에 침지하여 실험을 수행하였다.



(a) 인접한 두 전극에 바이폴라 신호 인가

(b) 누설이 발생하면 신호측정 불가

그림 2-20. 누설 실험 방법

2.3.4 전극 구조에 따른 전류 밀도 분포 시뮬레이션

자극용 자극 전극의 구조에 따른 전류 밀도 분포를 확인하고, 이를 바탕으로 최적의 전극 구조를 찾기위하여 유한요소해석(Finite Element Analysis, 사용프로그램:COMSOL 4.3) 프로그램을 이용하여 시뮬레이션 하였다. 콤솔 멀티피직스(COMSOL Multiphysics)는 편미분 방정식(PDE)으로 구현된 물리현상을 시뮬레이션할 수 있는 모델링 패키지 소프트웨어로 전류 밀도 분포를 계산하기 위하여 2D기반의 AC/DC 모듈을 이용하였다. 그리고 그림 2-21과 같이 3가지 종류의 전극 구조를 모델링하였다. 전극의 크기는 $100\mu\text{m}$ 로, 전극의 깊이는 $10\mu\text{m}$ 로 설정하고 전극 벽면의 경사는 45° 로 시뮬레이션을 진행하였다. 시뮬레이션에서 사용한 물질의 물리적인 파라미터는 표 2-5과 같으며 자극전압은 35 mV로 설정하였다. 생체내의 환경은 0.9% 생리식염수(saline solution)와 동일하다고 가정하였다.

표 2-5. 시뮬레이션 파라미터

물질	Electrical Conductivity (S/m)	Relative Permittivity
PDMS	2.75	1.0×10^{-13}
Gold Electrode	4.103×10^7	7.8×10^{11}
0.9% sodium chloride	1.6	78

2.4 PDMS 기반의 다층 기판 제작의 필요성

다층 회로기판 제작 기술은 기존의 기술과 결합하여 다양한 장점을 가질 수 있다. 가장 중요한 장점으로는 전극의 집적도 향상을 꼽을 수 있다(그림 2-22). 이처럼 다층기판을 구성함으로써 전극의 집적도를 향상뿐만 아

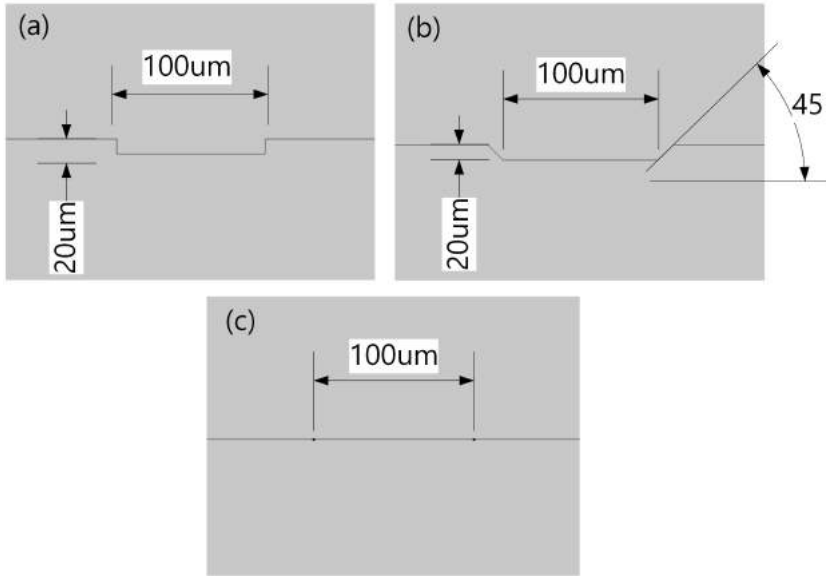


그림 2-21. 시뮬레이션 전극 3종의 구조 (a) 수직경사 벽면 전극 (b) 기울어진 벽면 전극 (c) 플라토 전극(표면장착형)

나라 기판층이 증가함에 따라 한층에서 도선의 밀도는 반비례하여 낮아지기 때문에 도선의 폭도 보다 크게 제작 할 수 있는 이점이 있다. 도선폭이 증가하면 저항성분이 작아지고 제작공정이 용이해지기 때문에 수율을 높이는데 중요한 역할을 할 수 있다. 지금까지는 폴리이미드(polyimide), 패럴린(parylene), LCP(Liquid Crystal Polymer) 등의 생체적합성이 높은 물질을 기반으로 하여 다층기판을 제작하는 연구가 이루어져 왔다 [46], [48], [91], [118]. 하지만 PDMS는 상기의 물질과 비교하여 매우 우수한 생체적합성, 조화성(conformability), 화학적 안정성을 갖고 있음에도 연결통로 제작 공정에 어려움이 있어 널리 사용되고 있지 못하다. 따라서 본 연구에서는 PDMS 기판에서 연결통로를 형성하여 다층 기판을 제작하는 기술에 대하여 소개하고자 한다.

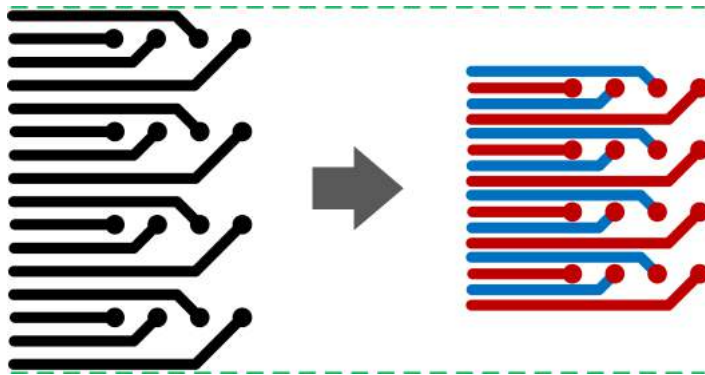


그림 2-22. 다층 기판 제작 기술을 통한 전극 집적도 향상

2.4.1 MPTMS를 이용한 PDMS 표면 개질

MPTMS ((3-Mercaptopropyl) trimethoxysilane)는 실란을 뿐만 아니라 고분자 폴리머 등의 유기물과도 반응성이 좋은 아크릴계 실란으로 무기 표면과 유기 수지와의 부착성을 향상시킨다. 그림 2-23(a)에서 볼수 있듯이 MPTMS는 반응기로 티올기(Thiol group(-SH))를 가지고 있으며, 이 부분은 금과 강한 결합력을 갖는다. 그리고 작용기로는 실란기(Silane group(-Si(OCH₃)))을 가지고 있으며 하이드록시기(-OH)와 강한 결합력을 갖는다. 그림 2-23(b)과 같이 PDMS 표면을 산소 플라즈마처리하여 하이드록시기를 만들어 MPTMS를 코팅하면 MPTMS의 실란기가 PDMS 표면의 하이드록시기와 결합하게 된다 [67], [119]. 이 후 금속 증착기를 이용하여 금을 증착하면 티올기와 금이 결합하기 때문에 티타늄 없이 금을 PDMS 박막 위에 안정적으로 증착할 수 있으며, 티타늄이 금박막 사이에서 저항으로 작용하는 현상을 방지할 수 있다.

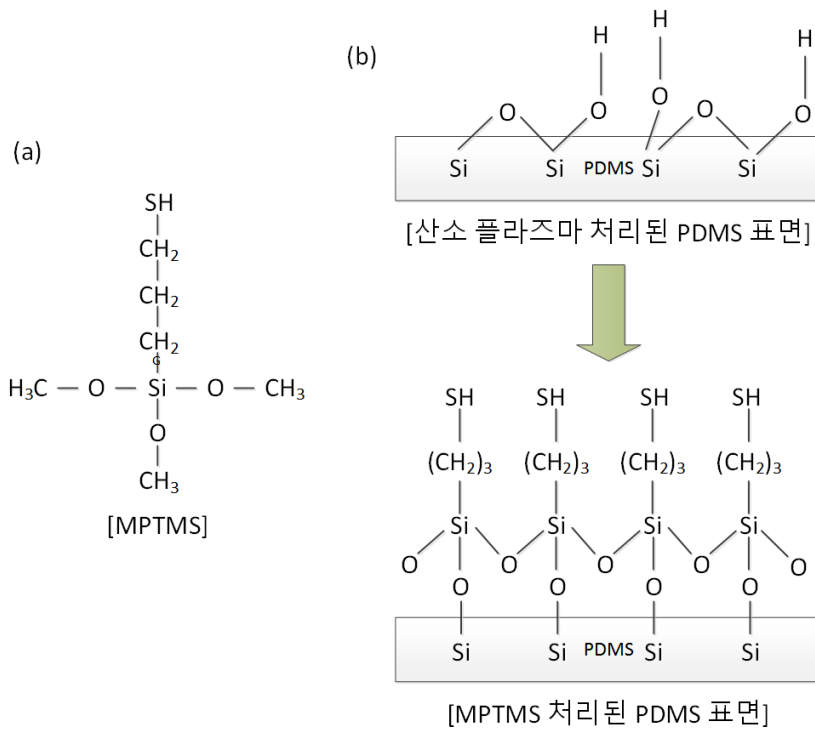


그림 2-23. MPTMS를 이용한 표면 개질 원리

2.4.2 열압착기를 이용한 PDMS박막 평탄도 향상

사전 연구를 통해 희생 기둥을 제작하고 PDMS를 스핀코팅하여 경사진 구멍을 갖는 PDMS 박막을 얻는 공정을 확립하였다. 이 기법을 다층 기판 제작에 동일하게 적용하는 경우 그림 2-24(a)와 같이 PDMS 박막의 평탄도가 떨어지게 되고 반복적으로 수행하는 경우 다층 기판 제작에 문제가 발생할 수 있다. 따라서 PDMS 박막의 평탄도를 높이기 위하여 열압착 방식을 이용하여 PDMS를 경화시키는 방법을 제안하였다.

열압착기를 이용하게 되면 그림 2-24(b)과 같이 PDMS 박막의 두께가 희생기둥의 높이와 동일하게 맞춰지며 희생기둥 위에 생성되는 PDMS의 두께도 얇아지게 된다. 열압착 공정으로 인해 TBAF 용액을 이용하여 감광제 위에 남아있는 PDMS를 제거하는 과정이 간소화되고, 공정의 수율을 높일 수 있다.

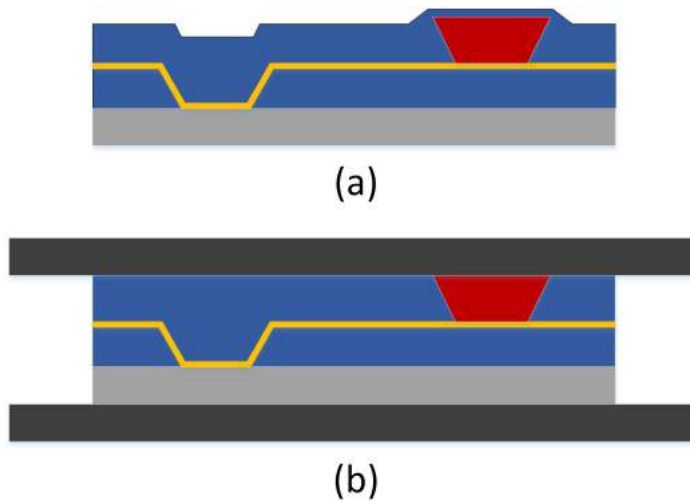


그림 2-24. 열압착기를 이용한 PDMS박막 형성

2.4.3 다층 기판을 위한 연결통로(Via) 구조

일반적으로 다층기판은 그림 2-25(a)와 같이 기판을 수직으로 뚫고, 그 공간을 전도성 물질로 채워 넣어 층과 층을 연결하고 있다. 하지만 이러한 공정에는 보통 도금 공정이 수반되며, 얇은 PDMS 박막의 경우에는 도금 과정에서 기판이 손상될 가능성이 높다. 그래서 그림 2-25(b)와 같이 완만한 경사면에 금속을 증착시킴으로써 층과 층을 연결하는 방법을 제안하고, 이를 바탕으로 PDMS 기반의 다층 기판을 제작하였다. 상기에서는 PDMS의 표면의 개질을 위하여 HEMA 중합을 이용하였다. 하지만 이 방법은 티타늄을 접착층으로 사용하기 때문에 다층기판을 만들때 금과 금사이에 티타늄층이 존재하게 된다. 하지만 티타늄은 표 2-6에서 볼 수 있듯이 다른 금속에 비해 높은 저항률을 갖는다. 따라서 층이 늘어날수록 도선 저항을 높이는 요인이 될 수 있다. 따라서 본 연구에서는 상기에 기술한 MPTMS (3-mercaptopropyl trimethoxysilane)를 이용한 방법을 사용하였다.

간략한 다층기판 제작 방법은 다음과 같다. 세척한 실리콘 기판 위에 패터링을 증착한 후, 산소 플라즈마처리를 하고 PDMS를 스핀코팅하여 경화시킨다. 이 위에 산소 플라즈마처리를 다시 수행한 후, 25 mM MPTMS 용액을 스핀코팅하고 E-Gun을 이용하여 금을 증착한다. 사진공정을 통해 금을 패터닝 하였다. 다음, 연결통로 구조를 만들기 위해 원하는 위치에 감광제를 이용하여 20 μm 의 희생 기둥을 제작한다. 이 기둥의 높이는 PDMS 층의 두께를 결정하게 된다. PDMS를 샘플 위에 붓고 열프레스로 눌러서 PDMS를 경화시킨 후, 감광제 위에 남아있는 PDMS 잔유물을 TBAF 용액을 이용하여 식각한 다음, 감광제를 제거하면 경사면을 갖는 PDMS 구멍을 얻을 수 있다. 이 후, MPTMS용액으로 PDMS를 개질하고

금을 증착하는 과정을 반복하여 수행하면 다층기판을 얻을 수 있다.



(a) 기존 연결통로 구조

(b) 제안 연결통로 구조

그림 2-25. PDMS기반의 다층 기판 제작을 위한 연결통로 구조 제안

표 2-6. 전극 제작에 사용되는 물질의 저항률(resistivity)

물질	저항률 (Ωm)
금(Au)	2.4×10^{-8}
은(Ag)	1.6×10^{-8}
구리(Cu)	1.7×10^{-8}
알루미늄(Al)	2.8×10^{-8}
티타늄(Ti)	54×10^{-8}
PDMS	$1.0 \times 10^{11} \sim 1.0 \times 10^{13}$

2.4.4 다층 기판 제작 공정 기법

다층 기판 제작 실험을 위해서 그림 2-26과 같은 모양의 기판을 제작하였다. 계획한 모델은 각각 5회 교차하며 8개의 연결통로로 구성되며 도선은 $500 \mu\text{m}$ 의 폭을 갖는다. 기판을 제작한 후 양끝에 있는 패드에 전압을 인가하고 다른 쪽에는 LED를 연결하여 회로의 구성을 확인하였다. 이러한 회로 기판을 제작하기 위하여 상기 기술들을 이용해 그림 2-27과 같이 반도체 공정을 설계하였다.

그림 2-27은 다층기판을 제작하기 위한 반도체 공정으로 많은 부분이 상기의 전극 제작 공정과 유사하다. 먼저 세척한 실리콘 웨이퍼에 $3 \mu\text{m}$

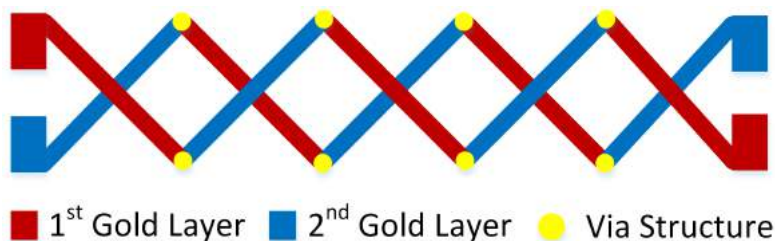
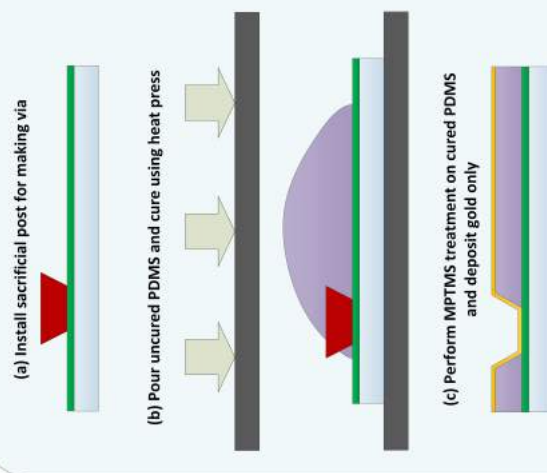


그림 2-26. 신경 기록용 전극 제작 공정

두개의 패럴린 박막을 CVD 장비(PDS 2010, SCS INS, 미국)를 이용하여 증착하고 사진공정을 이용하여 역삼각형 모양의 희생 기둥을 제작한다(그림 2-27(a)). 다음, 제작한 샘플을 테프론 종이(VS3/32X12A, Fluoro-Plastics, 미국) 위에 놓고 PDMS와 경화제를 10:1(w/w)의 비율로 혼합한 용액을 붓는다. 그 위에 다시 테프론 종이를 올린 후, 열압착기에 넣고 압력과 열을 가한다. 압력은 30 kg cm^{-2} , 온도는 80°C 로 하여 2시간 동안 경화시킨다(그림 2-27(b)). 경화가 끝난 뒤에 시료를 꺼내어 TBAF 용액 침지하여 약 1분간 희생 기둥위의 잔여 PDMS를 식각하고, 남아있는 감광제는 피롤리돈으로 세척하여 제거한다. 이 공정을 통하여 연결통로 구조를 제작한 후, 금을 증착하기 위하여 MPTMS 처리를 이용하여 PDMS 표면을 개질한다. 이 때, 사용하는 용액은 에탄올에 MPTMS를 혼합한 25 mM의 MPTMS 용액이다 [67]. PDMS와 MPTMS를 효과적으로 결합시키기 위하여 PDMS 표면에 산소 플라즈마 처리를 수행한다. 산소 플라즈마 처리를 산소 유량은 10 sccm, 압력은 350 mTorr, 전력은 5 W로 하여 15s간 수행하였다. 이 후, MPTMS 용액을 스핀코팅하고 50°C 열판에서 1분간 열처리하였다. 후속으로 E-Gun 증발기를 이용하여 금을 증착한 후, 사진공정을 이용하여 금을 패터닝하여 첫 번째 도선층을 제작한다(그림 2-27(c)). 두 번째 층을 제작하기 위하여 (a)~(c)까지의 공정을 한번더 반복한다. 제작

이 모두 마무리되면 PDMS를 스핀코팅하여 최종적으로 장치를 캡슐화한다(그림 2-27(d)).

1. First PDMS layer



repetition

2. Multi PDMS layer

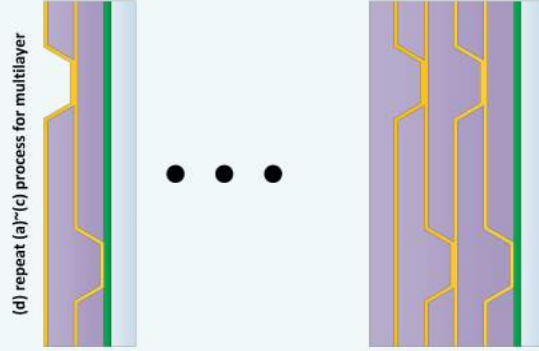


그림 2-27. 다층 기판 제작을 위한 반도체 공정

2.4.5 정전 용량 측정

다층 기판을 제작하면 반드시 상층과 하층의 도선이 직교하는 경우가 발생하게 된다. 이렇게 유전체를 사이에 두고 두 금속 도선이 교차하게 되면 도선 사이에 정전 용량이 발생하게 되고 신호 전달에 잡음으로 작용할 수 있는데 이러한 현상을 누화(cross talk)라고 한다 [120]. 이 실험에서는 PDMS기반의 다층 회로 기판을 제작할 때 발생하는 정전 용량을 측정함으로써 다층 기판 설계 시 참고 자료를 만들고자 한다.

정전 용량을 확인하기 위하여, 그림 2-28(a)와 같은 PDMS기반의 다층 기판 회로를 제작한다. 도선의 넓이는 1 mm이고, 따라서 교차하는 영역의 면적은 1 mm²이다. 그림 (b)에서는 회로를 상온의 완충용액(PBS solution, Gibco #10010, Invitrogen Life Technologies, 미국)에 1시간동안 담근채로 LCR미터기(UT612, UNI-T, 중국)를 이용하여 정전용량을 측정하였다. 수식 (2.1)을 통해 이론적인 정전용량을 계산하고 제작한 시편의 정전용량을 비교하였다. 이론적인 수치는 ϵ_0 은 8.85×10^{-12} F/m이고 PDMS의 ϵ_r 은 2.25이므로 PDMS의 두께를 15 μ m로 가정하면 약 1.3 pF의 값을 갖는다.

$$C = \epsilon_0 \epsilon_r \frac{A}{L} \quad (2.1)$$

2.5 플라토(plateau) 전극을 이용한 동물실험

신경 신호 기록 실험과 같은 동물 실험에 적용함으로써 PDMS기반의 평판형 신경 전극으로서의 효용성을 검증해 보았다. 제작된 PDMS기반의 플라토 전극을 이용하여 in vivo 신경 신호 기록 실험을 수행하였다.

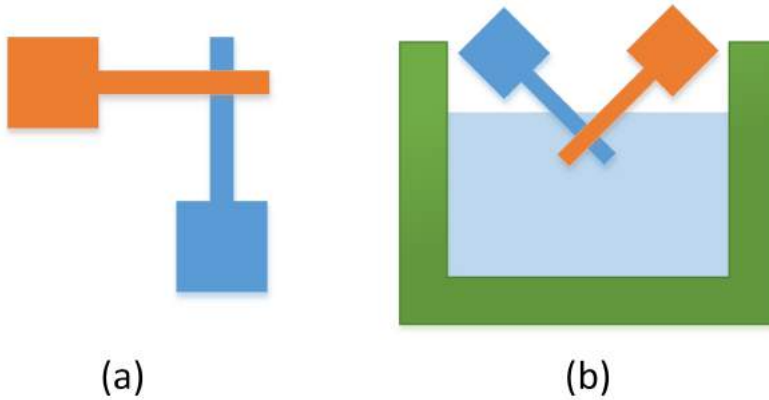
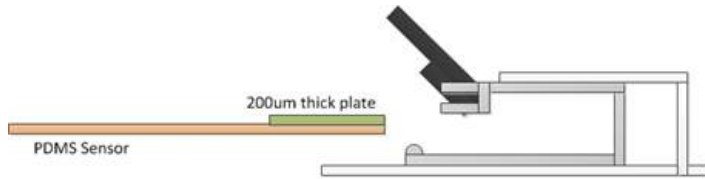


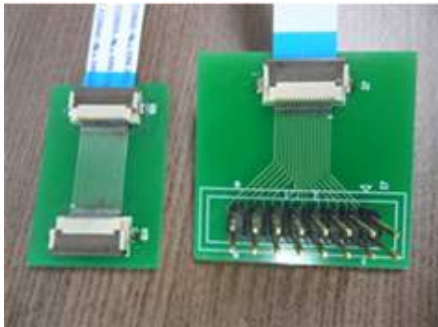
그림 2-28. PDMS기반의 다층 기판 정전 용량 측정 실험

2.5.1 신경 신호 기록을 위한 인터페이스 제작

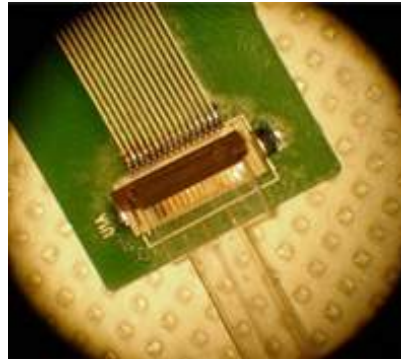
제작한 플라토 전극은 신호의 기록을 위해서 인터페이스가 필요하다. 이를 위해 본 연구에서는 그림 2-29와 같은 ZIF 커넥터를 이용하는 방법을 제안한다. 기존에는 에폭시와 납땜을 이용하여 전극을 외부 장비와 연결하는 방식이 일반적이었지만 [10], [44], [70], PDMS위의 금 박막은 높은 온도나 강한 힘으로 잡아 당기는 경우 쉽게 분리될 수 있다. ZIF 커넥터를 사용하면 기존에 사용하던 에폭시와 납을 사용할 필요가 없고 안정적으로 도선을 전극에 연결할 수 있다 [60]. 본 연구에서 사용한 ZIF 커넥터 (FH12-16S-0.5SH, HIROSE, 일본)는 0.5 mm의 간격을 갖는 16개의 핀을 갖는다. 전극의 패드는 사전에 ZIF 커넥터의 규격에 맞게 제작하였다. ZIF 커넥터에 삽입되는 판의 두께가 최소 300 μm 이상이어야 하므로 (a)와 같이 200 μm 두께의 플라스틱 판을 전극뒤에 배치하여 커넥터에 연결한다.



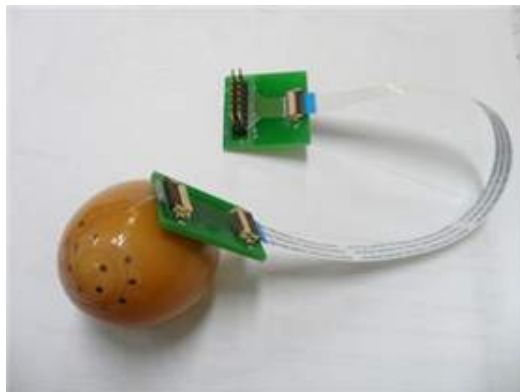
(a) ZIF 커넥터 구조



(b) 전극 연결 및 외부 장비 인터페이스



(c) 실제 전극 연결



(d) 전체 전극 인터페이스

그림 2-29. ZIF 커넥터와 전극 인터페이스

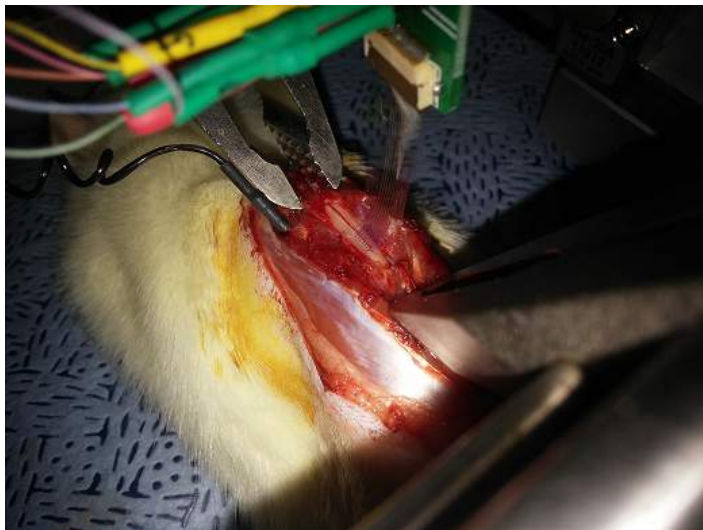
2.5.2 척수 신경 신호 기록 실험

실험에 사용한 동물은 250~300 g의 암컷 쥐(Sprague-Dawley, Taconic, 미국)이며 특별히 지정된 미생물이나 기생충이 없고 외과적 처리나 장애가 없는 개체로 외부 환경과 격리되어 자동화된 설비에서 12시간 주기로 물과 음식을 규칙적으로 제공하여 사육한 개체이다. 졸레틸(0.2 mL)과 럼폰(0.2 mL)을 섞어 마취하였고 실험 중 상태를 확인하여 추가 마취를 실시하였다. 실험 준비를 위한 수술은 우선 요도내로 카테터를 삽입하고 방광을 비워주었다. 척추의 L1~L2까지 추궁절제술(laminectomy)을 수행한 후, 13번 흉추(Thoracic 13, T13)에서 3번 요추(Lumbar 3, L3)까지 포비돈으로 소독하였다. 그 다음, 추궁절제술로 돌기를 제거하여 척수를 외부로 노출시켰다. 척수의 경막(dura mater)을 제거한 후, 고정 장치(Spinal adaptor, Stereotaxic)로 척추를 고정하여 실험환경을 준비하였다.

자극 위치는 회음부(엉치뼈)와 다리사이로 하고, 압력자극 시험을 실시하였다. 자극 방법은 감각측정도구(Touch-Test Sensory Evaluators)를 이용하여 자극 부위에 일정한 압력을 가하였다. 자극 방법은 30초 휴식, 30초 자극 다시 30초 휴식의 순서로 진행하였다. 이 과정을 2~3회 반복하여 신경신호를 기록하였다. 노출시킨 척수위에 제작한 PDMS기반의 플라토 전극을 올려놓고 신경신호를 기록하였다. 기록기(Micro1401-3, CED, 영국)의 샘플링 속도는 25 kHz, 이득(gain)은 1 k, 대역 통과 필터(band-pass filter) 주파수 범위는 0.3~1000 Hz로 설정하여 신경 신호를 기록하였다. 플라토 전극은 표면 전극이므로 지역장전위(local field potential)영역 신호를 기록하였다.



(a) 설치류 척수 개방 및 실험 환경

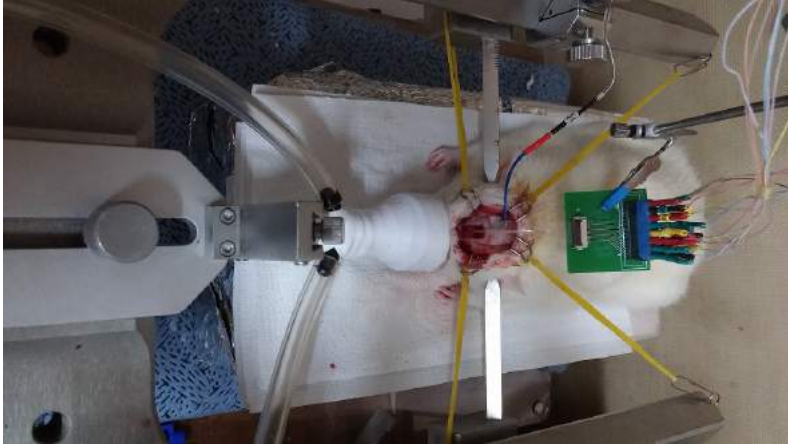


(b) 플라토 전극 부착 방법

그림 2-30. 척수 신경 신호 기록 실험 환경

2.5.3 후각망울 신경 신호 기록 실험

실험에 사용한 동물은 상기의 척수 실험과 유사한 300~350 g 암컷 랫드를 사용하였고 마취 방법은 상기와 동일하다. 실험을 위해 수술은 먼저 쥐의 머리 부분의 털들을 제거하고 쥐의 양쪽 귀를 고정 틀로 고정함으로써 쥐의 머리가 움직이지 않도록 한다. 쥐의 주둥이 부분을 외부와 격리하여 호흡할 수 있도록 테이핑하고 후각 자극 물질을 주입할 수 있는 통로를 연결한다. 다음, 매스로 2~3 cm 정도 절개한 후, 고정 틀로 피부를 고정시킨다. 기록하고자 하는 뇌 피질 부위인 후각망울(main olfactory bulb) 영역에 표시하고, 전극을 부착할 수 있도록 드릴을 이용하여 쥐의 두개골을 제거한다. 그리고 실험을 실시하기 전에 경막(dura matter)을 제거한 다음 플라토 전극을 후각망울 위에 부착한다. 이와 같이 실험 환경을 구축한 다음, 냄새 자극에 대한 후각망울의 활동성 변화를 측정한다. 평판형 표면전극인 플라토 전극의 특성상 후각망울의 후각 신경세포인 승모세포(mitral cell)와 타래세포(tufted cell)까지는 도달이 힘들기 때문에 지역장전위(local field potential)영역 신호를 기록하였다. 기록기 설정은 척수 신경 신호 기록과 동일하게 설정하였다. 실험에 사용한 후각 자극 물질은 Isopropylbenzene(IB)와 2-Heptanone(2-Hep)을 350 ppm으로 희석하여 사용하였다 [121]. 실험 방법은 휴지 기간(118 s)후에 IB를 2초간 주입하고 다시 휴지 기간(118 s)을 기다린 다음 2초간 2-Hep를 주입하는 식으로 5회 실시하였다.



(a) 설치류 후각망울 개방 및 실험 환경



(b) 플라토 전극 부착 방법

그림 2-31. 후각망울 신경 신호 기록 실험 환경

제 3 장 결론

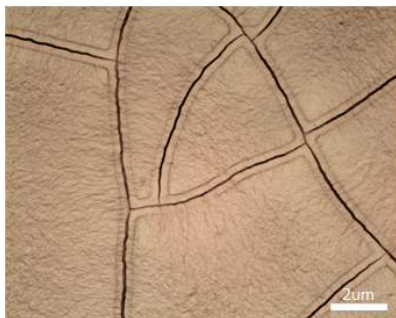
3.1 PDMS 기반의 반도체 공정 결과

3.1.1 PDMS 표면 개질 결과

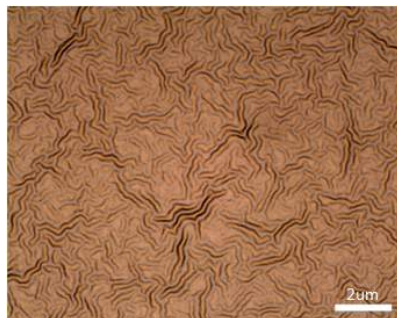
PDMS 박막 위에 E-Gun 증착기를 이용하여 티타늄과 금을 각각 10 nm, 100 nm 증착한 실험 결과는 그림 3-1과 같다. (a)는 친수성으로 개질하지 않은 순수한 PDMS 박막 위에 금속을 증착한 결과로 박막이 서로 연결되지 못하고 독립섬을 구성하는 것을 볼 수 있다. (b)는 HEMA 처리를 한 PDMS 박막의 결과로, 구불구불한 무늬를 띄는 금 박막을 볼 수 있다. 이러한 무늬는 HEMA가 PDMS 위에 중합되면서 생기는 구조적인 형태로 금속이 증착되면서 뚜렷하게 나타난 것이다. 이 조건에서는 금속 박막이 균열없이 증착되는 것을 확인하였다. (c)는 산소 플라즈마 처리를 수행한 후 금을 증착한 결과이다. HEMA 중합에 의한 표면구조 변화가 없기 때문에 아무런 무늬 없이 박막이 증착되는 것을 확인할 수 있다. 하지만 산소 플라즈마 처리 조건(시간, 전력, 압력)에 따라 (d)와 같이 PDMS 표면에 작은 금이 발생할 수 있다. 따라서 산소 플라즈마 처리는 PDMS 표면에 물리적인 손상이 가지 않는 범위 내에서 수행해야 한다.

3.1.2 금속 박막과 PDMS 계면의 접착력 실험 결과

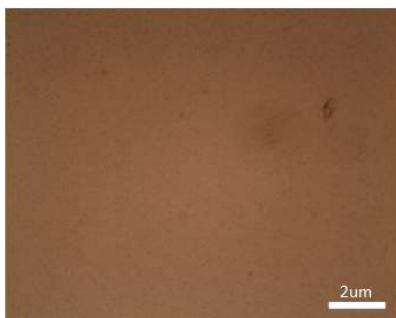
사전 연구를 통해 PDMS 표면을 산소 플라즈마 처리와 HEMA 중합 방법을 이용하여 개질하였다. 산소 플라즈마와 HEMA 중합에 의해 친수성으로 개질된 PDMS 표면은 금속과의 접착력이 향상된다. 하지만 산소



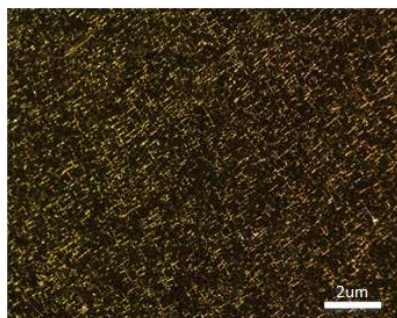
(a) 표면 개질하지 않은 PDMS 박막에 금 증착



(b) HEMA처리 한 PDMS 박막에 금 증착



(c) 산소 플라즈마 처리한 PDMS 박막에 금 증착



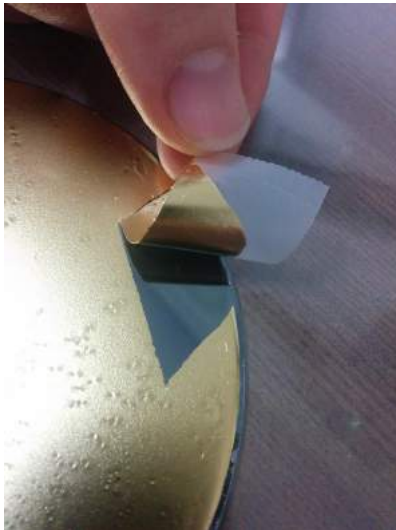
(d) 과도한 산소 플라즈마 처리에 의한 PDMS 표면 손상

그림 3-1. 표면 개질 방법에 따른 금 박막 표면 상태

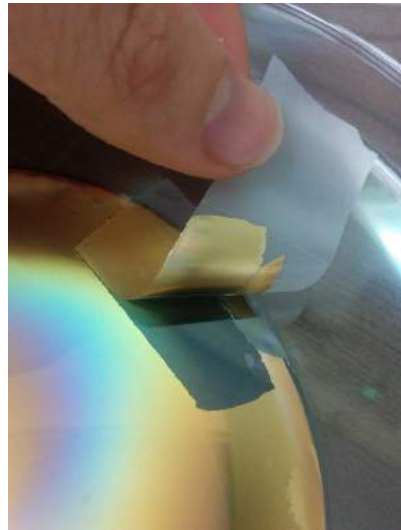
플라즈마 방식과 HEMA 중합 방식의 가장 큰 차이는 소수성 회복 시간에 있다 [64]. 공정의 유연성을 확보하기 위하여 3가지 종류의 PDMS 박막에 티타늄과 금을 증착하였다. 이 후 PDMS와 금속의 접착력을 확인하기 위하여 테이프 테스트를 수행하였다. 실험결과는 표 3-1과 같다. 테이프에 떨어져 나오는 금속의 양을 정성적으로 판단하였다. 즉, 테이프에 금이 붙어 있지 않으면 0%를 의미하고 테이프 전체에 금이 떨어지는 경우에는 100%를 의미한다. 산소 플라즈마 처리 후 24시간 후에 테이프 테스트를 수행한 시편은 소수성의 재발현 때문에 두가지 테이프 테스트에 모두 불합격하였다. 하지만 1시간만 후에 수행한 시편의 경우에는 두 시험을 모두 통과하였다. HEMA 처리를 한 PDMS는 1시간, 24시간, 7day 상온에 보관한 후에도 두가지 테이프 테스트를 모두 통과하였다. 이와 대조적으로 개질처리를 하지 않은 PDMS의 경우에는 모든 테이프 실험에서 금속 박막이 분리되는 것을 확인하였다. 이 실험을 통해 HEMA 공정을 이용한 PDMS 표면 개질 이 친수성 특성을 오래 유지함으로써 후속 공정의 유연성을 높이는 것을 알 수 있다.

표 3-1. 테이프 이용한 접착력 실험 결과

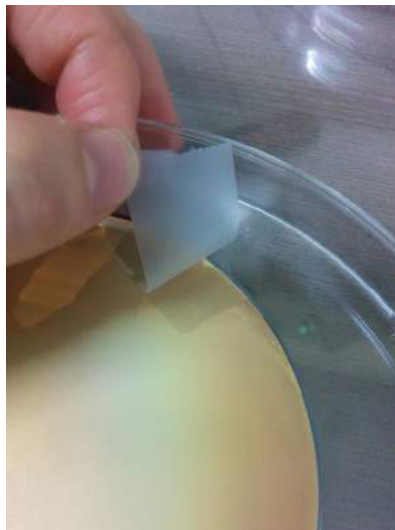
Method	Time after Treatment (hour)	Adhesion test with tape 1	Adhesion test with tape 2	Contact angle (degree)
No treatment	-	100%	100%	~105
Oxygen plasma	1	0%	0%	~10
	24	60%	80%	~92
HEMA	1	0%	0%	~12
	48	0%	0%	~20
	120	0%	0%	~35



(a) 표면개질하지 않은 PDMS



(b) 산소 플라즈마 처리한 PDMS



(c) HEMA 중합 처리한 PDMS

그림 3-2. 테이프 테스트 실험 결과

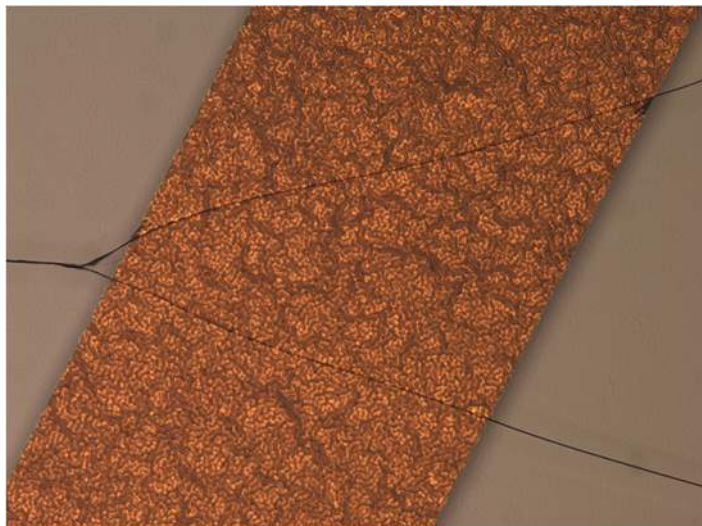
3.1.3 금속 도선 제작 실험 결과

3.1.3.1 열팽창률 차이로 인한 PDMS 박막 균열

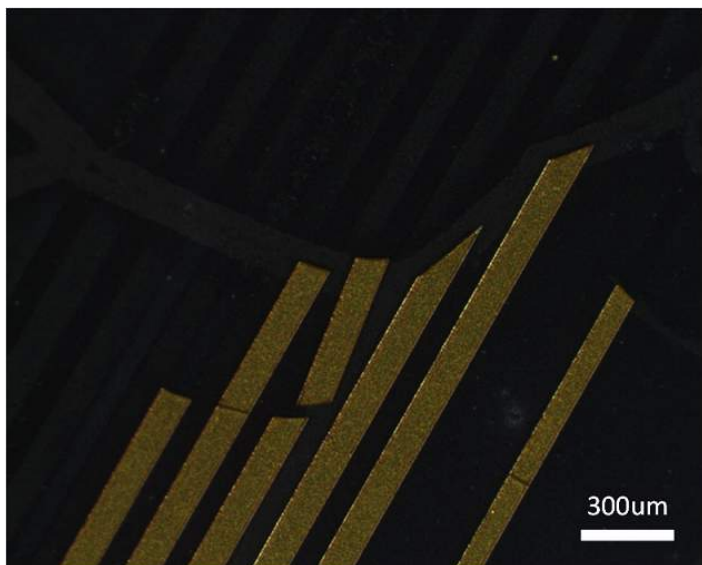
PDMS 박막에 HEMA 중합을 이용한 표면 개질을 수행한 다음, 티타늄과 금을 각각 10 nm, 100 nm로 증착하였다. 그림 3-3(a)는 증착된 금 박막 위에서 사진공정을 수행하는 중에 감광제의 균열을 보여준다. (b)는 균열이 발생한 샘플의 감광제를 아세톤으로 세척하는 과정에서 나타나는 현상을 보여준다. 열팽창에 의해 감광제에 균열이 발생하면서 하부에 있는 금 패턴에도 영향을 주어 패턴에도 균열이 발생하는 것을 볼 수 있다. 그리고 과도한 팽창으로 인해 PDMS와 금속간의 접착력이 낮아져 패턴이 쉽게 분리되는 현상도 나타난다. 이러한 현상을 막기 위해서는 급격한 온도 변화를 줄이는 것이 가장 중요하다. 따라서 사진공정에 수반되는 열처리 공정의 시간과 온도를 조절함으로써 균열의 발생율을 최소한으로 유지할 수 있다.

본 연구에서는 다양한 PDMS 박막 위에서의 감광제 균열을 막기 위한 가장 중요한 요인으로 급격한 온도 변화를 고려하였다. 연구에 사용한 DNR-L300-40은 7 μm 두께로 코팅하였을 때, 소프트베이킹(softbake)가 95 °C에서 90초, 포스트베이킹(postbake)가 110 °C에서 120초 정도로 데이터시트에 제시되어 있다. 하지만 실제 공정에서는 온도의 변화를 줄이기 위하여 온도를 올릴때, 65 °C에서 30초 정도 대기한 후 95 °C 혹은 110 °C로 최종온도를 맞추었다. 반대로 온도를 내릴 때에는 열판 위에서 65 °C까지 천천히 냉각시키고 최종적으로 상온까지 샘플의 온도를 내렸다. 온도 변화가 가장 급격하게 발생하는 공정은 바로 현상액에 샘플을 투입하는 과정이다. 현상액의 보관상태에 따라 다르지만 현상액은 상온보다 낮은 경우가 많기 때문에 샘플을 급격하게 투입하는 경우 감광막에

균열이 발생하기 쉽다. 따라서 현상액의 온도를 상온과 유사한 25℃로 올려서 사용하면 균열 발생을 막을 수 있다.



(a) 열팽창률 차이로 인한 PDMS 균열



(b) 균열로 인한 패턴 손상

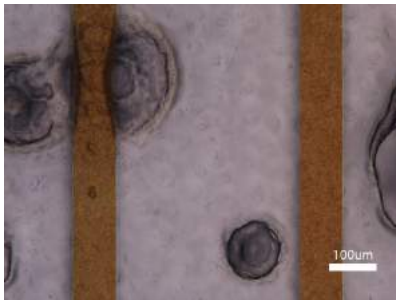
그림 3-3

3.1.3.2 리프트-오프 실험 결과

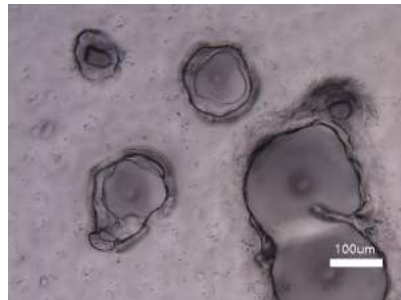
금속 박막의 안정적인 증착을 위해 사전에 HEMA를 PDMS위에 증합하여 준비한다. 음성 감광제인 DNR-L300-40을 이용하여 온도 변화를 최소화한 공정을 수행하면 균열의 발생 없이 감광막을 얻을 수 있다. 이 후, E-Gun 증착기를 이용하여 티타늄과 금을 증착한 후 샘플을 아세톤에 침지하여 리프트-오프 공정을 수행한다. 100 μm 선폭의 패턴을 제작한 결과와 문제점을 그림 3-4에 도시하였다. (a)는 아세톤에 1시간 침지한 샘플의 패턴부분의 모습이다. 아세톤에 의해 PDMS 표면이 녹아서 패턴이 손상되는 것을 볼 수 있다. (b)~(d)는 아세톤에 의해 PDMS가 손상된 모습을 나타낸 사진이다. PDMS는 유기용매에 장시간 노출되는 경우 물리화학적 성질이 변하므로 본연구에서는 리프트-오프 공정은 배제하였다.

3.1.3.3 건식식각 실험 결과

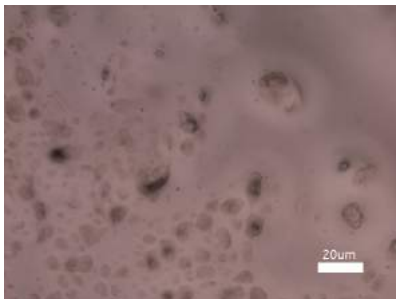
건식식각을 위해 티타늄과 금을 증착한 후, 상기의 사진공정을 이용하여 안정적인 감광제 마스크를 제작하였다. 이 후, 금속층을 식각하기 위해 염소가스를 이용한 식각을 진행하였다. PDMS 박막 위에 있는 금을 식각하는 과정에서 금과 염소가 반응하여 AuCl_3 화합물이 발생하게 되며, 이를 제거하기 위해서는 낮은 기압과 높은 온도가 요구됨을 확인하였다. 따라서 건식식각 공정을 위하여 PDMS의 열내구성을 확인하였다. 실험은 열처리 전후의 시편 무게변화를 측정하였다. 초기 PDMS 시편의 무게를 기록하고 350 $^{\circ}\text{C}$, 400 $^{\circ}\text{C}$, 450 $^{\circ}\text{C}$ 의 열판(Hotplate)에서 2, 5, 10, 15, 20 분 동안 가열한 후 시편의 무게 변화를 측정한 결과는 그림 3-5와 같다. 온도가 높을수록 시간에 따른 무게 변화가 크며, 가열 후 약 15분 후에는 무게의 변화량에 큰 변화가 없음을 볼 수 있다. 게다가 무게의 변화가 생



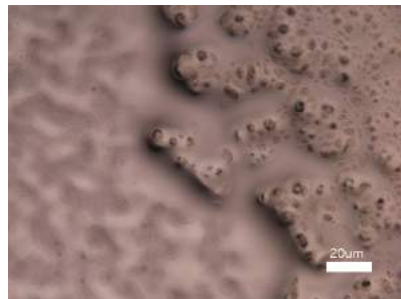
(a) PDMS표면의 용해 현상



(b) PDMS 용해에 따른 패턴 손실



(c) PDMS 용해 영역 확대1



(d) PDMS 용해 영역 확대2

그림 3-4. 장시간 유기용매에 노출된 PDMS

김에 따라 육안으로도 PDMS의 특성이 변하는 것을 그림 3-6처럼 확인할 수 있었다. 열을 받으면서 PDMS 시편 표면에 균열이 발생하기 시작하고, 시간이 지남에 따라 점차 심해져 (b)~(d)와 같이 균열이 발생한다. 균열이 발생한 시편에서는 PDMS 고유의 탄성도 함께 없어지는 것을 확인하였다. 따라서 건식식각을 이용한 공정은 잔여물 제거에 어려움이 있어 적용하기 어렵다.

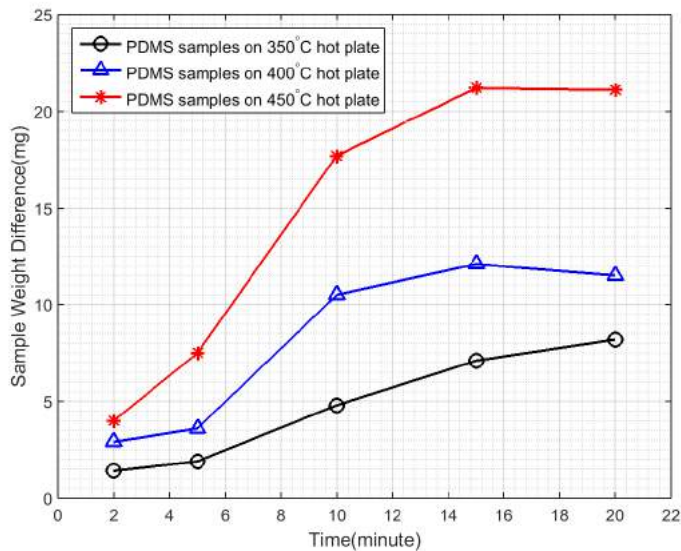
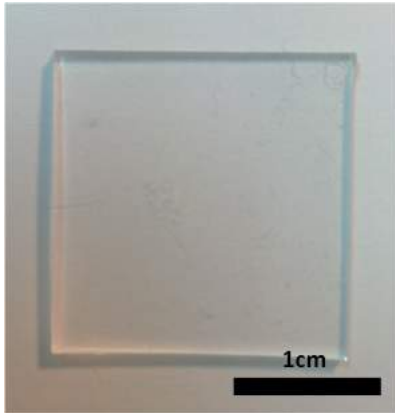


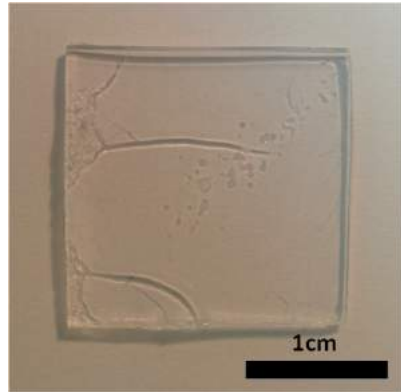
그림 3-5. 온도에 따른 PDMS 무게 변화(N=5)

3.1.3.4 습식식각 실험 결과

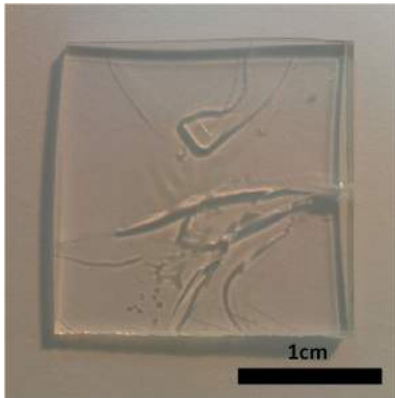
건식식각과 동일하게 금속을 먼저 증착한 후, 사진공정을 이용하여 광제 마스크를 제작하였다. 리프트-오프 방법과 달리 금속을 먼저 PDMS에 증착한 후, 사진공정을 진행하는 경우에는 온도 변화에 따른 균열발생이 완화됨을 확인하였다. 습식식각 공정에서는 사진공정 과정에서 65 °C



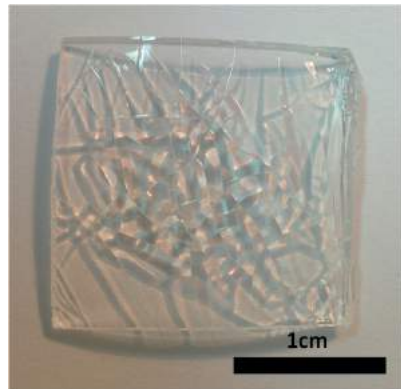
(a) 350 °C 10분



(b) 350 °C 20분



(c) 400 °C 20분

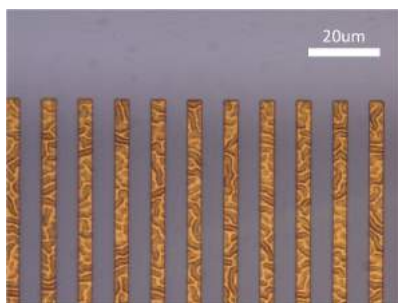


(d) 450 °C 20분

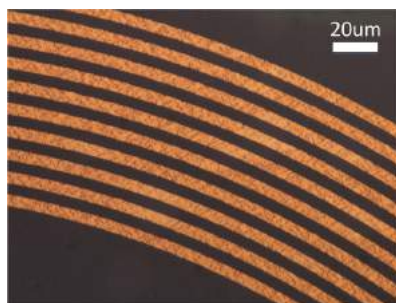
그림 3-6. 온도에 따른 PDMS 균열

에 잠시 머무르면서 온도변화를 줄이는 과정을 생략해도 균열이 발생하지 않았다. 이는 PDMS와 감광막사이에서 금속층이 폴리머의 열팽창력 전달을 일부 상쇄하는 것으로 생각된다. 그러므로 사진공정 중 현상액의 온도를 주의하면 균열을 방지할 수 있다.

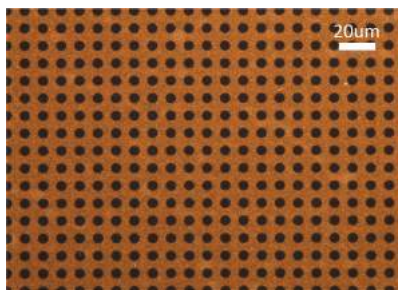
사전 연구를 통해 요오드-요오드화칼륨 용액을 이용하여 금을 습식식각하고, BOE를 이용하여 티타늄을 식각하여 도선을 패터닝하였다 [60], [61]. 이를 이용하여 PDMS 박막 위에 $5\mu\text{m}$ 의 패턴을 안정적으로 제작하여 그림 3-7과 같은 결과를 얻었다. $5\mu\text{m}$ 선폭을 갖는 도선을 $5\mu\text{m}$ 간격으로 하여 직선(a), 곡선(b) 그리고 구멍(c) 패턴을 안정적으로 제작하였다. 이를 통해 PDMS 박막 위에서 금 도선을 제작하는 공정을 확립하였다.



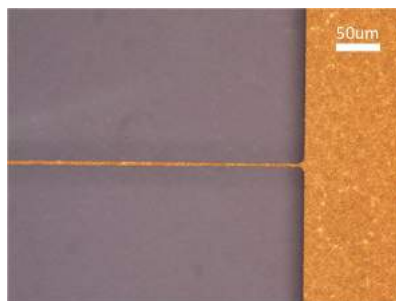
(a) $5\mu\text{m}$ 선폭 직선 패턴



(b) $5\mu\text{m}$ 선폭 곡선 패턴



(c) $5\mu\text{m}$ 선폭 구멍 패턴



(d) $5\mu\text{m}$ 선폭 도선과 패드 연결 부위

그림 3-7. 습식식각을 이용한 도선 패터닝 결과

3.1.4 인장 및 굽힘 실험 결과

PDMS 박막위에 증착된 금 도선의 두께, 선포별 인장실험 결과는 그림 3-8과 같다. 시편의 도선길이는 5 mm이고 실험장비의 1눈금은 20 μm 이므로 이를 기준으로 인장율을 계산하였다. 실험 결과 모든 시편에서 인장율이 높아짐에 따라 저항이 증가하는 것을 확인할 수 있었다. 그림 3-8(a)의 결과는 80 μm 의 선포를 갖는 도선에서 박막의 두께를 3가지로 조절하면서 저항을 측정한 결과이다. 그래프를 보면 금박막이 두꺼울수록, 인장비가 클수록 단선되는 경향이 높았으며, 이러한 경향은 다른 연구 그룹과도 동일함을 알 수 있었다[82], [122]. 본 연구에서는 200 nm 두께의 박막은 인장비 4%가 넘으면 단선되어 저항이 측정되지 않았고, 다른 두께에서는 인장비 5%까지 저항이 측정되었다. 모든 경우에서 인장비가 커질수록 저항의 증가비율이 커지는 것을 볼 수 있었다. 그림 3-8(b)는 금박막이 100 nm인 경우, 도선의 선포가 작을수록 그리고 인장비가 클수록 저항이 증가하는 것을 볼 수 있었다. 그리고 도선폭이 5 μm , 10 μm 인 경우에는 인장비가 3%이상일 때 단선되어 저항이 측정되지 않았으며, 20 μm 인 경우에는 4%이상에서 도선이 단선되는 것을 확인하였다. 실험결과를 통해 PDMS박막위에 증착된 금속 박막은 두께가 얇고 선포가 넓을수록 인장력에 강인한 것을 알 수 있었다.

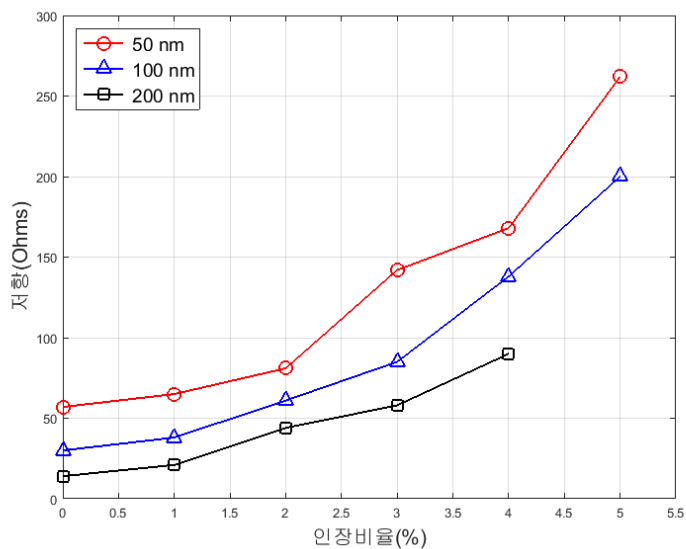
위 실험에서 사용한 디자인의 시편을 이용하여 굽힘 실험을 수행하였다. 실험 결과는 그림 3-9와 같으며 500회 단위로 저항을 측정하여 도시하였다. 그림 3-9(a)에서는 80 μm 의 선포를 갖는 도선을 3가지 종류의 박막 두께로 제작하여 굽힘 실험을 수행한 결과를 보여준다. 3000회의 굽힘 실험 중에 단선이 발생하지 않았지만, 굽힘 횟수에 따라 점차 저항이 증가하는 것을 확인할 수 있었다. 이러한 현상은 굽힘 영역에 반복적으로 일

정한 인장력이 가해져 박막에 균열이 생겼기 때문으로 생각된다. 그리고 100 nm 두께의 박막에 다른 도선폭을 갖는 시편을 이용하여 굽힘 실험을 한 결과는 그림 3-9(b)에 나타내었다. 이 실험에서도 단선이 발생하지는 않았지만 저항이 점차 증가하는 현상을 확인할 수 있었다. 그래프를 살펴보면 미세하지만 도선폭이 작을수록 굽힘횟수에 의한 저항증가율이 좀 더 높은 것을 확인할 수 있다. 따라서 굽힘 실험에서는 도선폭이 넓을 수록 굽힘에 의한 열화가 적게 발생하는 것을 알 수 있다.

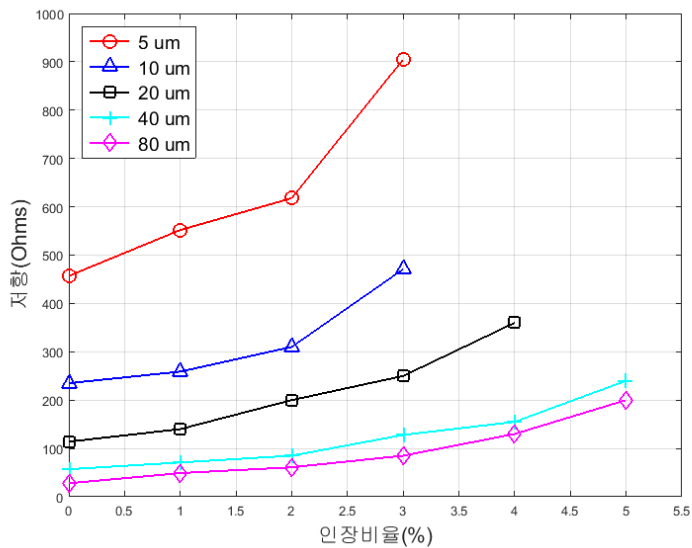
그림 3-10은 인장 및 굽힘 실험 전 후의 박막을 SEM을 이용하여 측정한 결과이다. SEM 사진 측정을 위해 1 mm선폭의 2 cm 길이 도선을 제작하고 인장비율은 5%, 굽힘횟수는 3000으로하여 실험한 후 SEM사진을 측정하였다. (a, b)에서 볼 수 있듯이 초기에는 박막에 큰 균열이 없는 상태이다. 하지만 인장비율 5%를 실시한 시편의 경우에는 인장력 방향의 수직방향으로 금속 박막에 균열이 심하게 발생한 것을 볼 수 있다(c, d). 그리고 굽힘 실험에서는 인장실험보다는 덜 하지만 균열이 발생하는 것을 볼 수 있다.

3.1.5 PDMS 패터닝 기법 결과

사전 연구를 통해 확인한 PDMS 박막을 패터닝하기 위한 방법은 대표적으로 건식/습식 기법, 레이저기법 그리고 주물기법으로 나눌 수 있다. PDMS를 식각하기 위한 각각의 방법을 적용한 결과는 그림 3-11과 같다. (a, b)는 금을 마스크로 사용하여 PDMS 박막을 건식식각한 모습을 나타낸다. 원평 패턴의 내부에 건식식각 잔여물이 다량 분포하는 것을 볼 수 있다. 앞서 서술한 바와 같이 건식식각은 식각률이 매우 낮고, 잔여물을 제거하기 위해서는 다시 TBAF용액에 침지하여 잔여물을 제거하는 공정이 필요하며, PDMS 구멍의 벽면 경사를 제어할 수 없다는 단점이 있다. 습식식각은 식각 시간에 따른 문제와 경사면 제어 문제가 있다. (c)는 습식

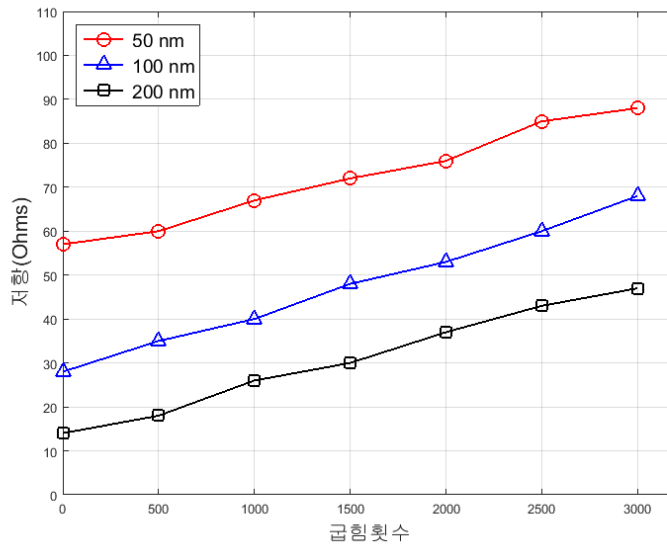


(a) 금 두께별 인장 실험 결과

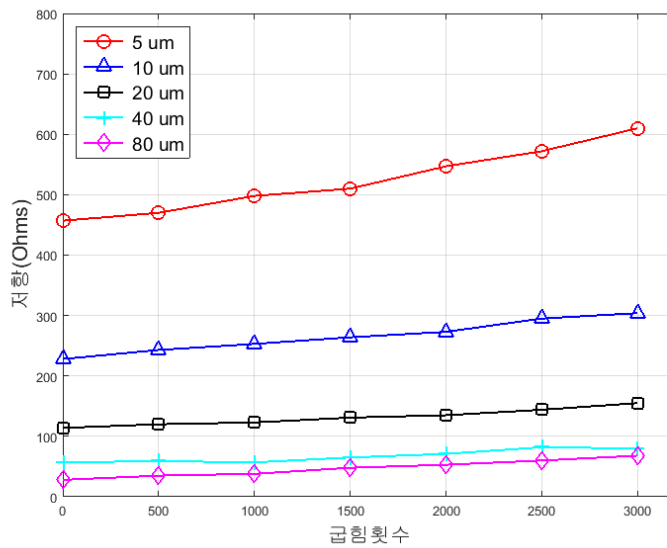


(b) 금 선폭별 인장 실험 결과

그림 3-8. 인장력 실험 결과

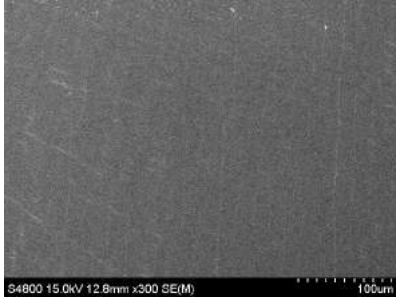


(a) 금 두께별 굽힘 실험 결과

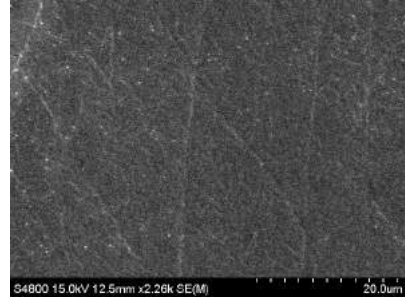


(b) 금 선폭별 굽힘 실험 결과

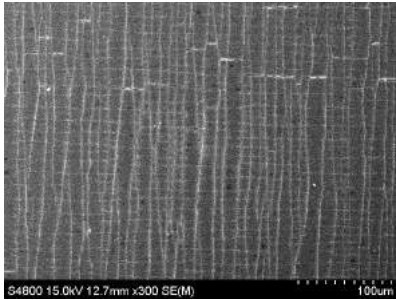
그림 3-9. 굽힘 실험 결과



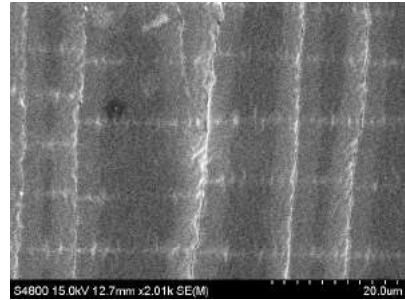
(a) 실험 전 표본



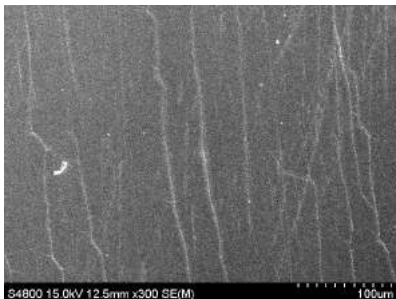
(b) 실험 전 표본(확대)



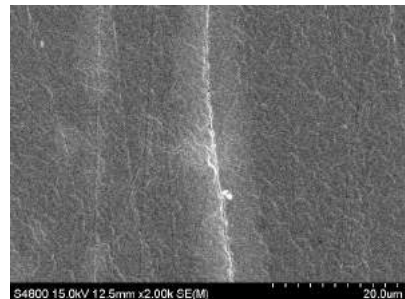
(c) 인장 실험 후 표본



(d) 인장 실험 후 표본(확대)



(e) 굽힘 실험 후 표본



(f) 굽힘 실험 후 표본(확대)

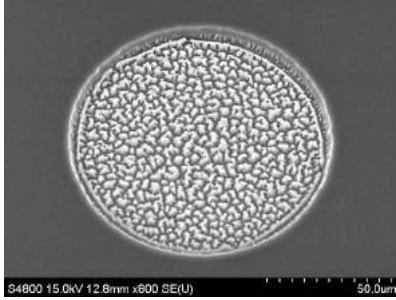
그림 3-10. 인장 및 굽힘실험 전후 SEM 이미지

시간이 너무 짧은 경우에 PDMS가 충분히 식각되지 못한 모습을 보여주고, (d)는 PDMS 박막이 제거 된 것은 볼 수 있지만 경사를 제어하기 어려움을 알 수 있다. 레이저(ND:YAG DPSS Laser)를 이용한 금 위의 PDMS 제거 방법은 광학적으로 투명한 PDMS의 성질 때문에 금이 (e)와 같이 손상을 받는 문제가 있다. 본 연구에서는 상기 기법외의 주물 기법을 이용하여 효율적으로 경사를 제어하면서 PDMS를 패터닝 방법을 제안하고 검증하였다.

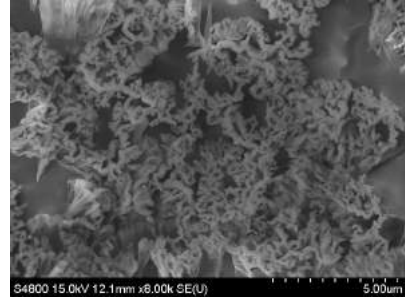
3.1.5.1 감광제 기둥 경사 제어 기법 결과

본 연구에서는 희생기둥을 감광제로 제작하였다. 감광제는 공정조건을 변화시킴으로써 구조물의 모양을 조절할 수 있기 때문에 매우 유용하다. 희생 기둥을 제작할 때, 희생 기둥의 경사에 영향을 주는 요인은 2가지가 있다. 하나는 샘플과 마스크와의 간격이고, 다른 하나는 노광 에너지의 양이다. 마스크와 샘플의 간격에 따라 빛의 회절량이 변하고 이를 이용하면 감광제 기둥의 경사를 조절할 수 있다. 그리고 노광 시간을 조절함으로써 감광제 상부와 하부의 노광에너지를 다르게 적용할 수 있다. 공정에 사용한 마스크는 50 μm 지름의 원형패턴이고 감광제(DNR-L300-40, 동진세미켄, 한국)의 두께는 20 μm 이다. 마스크의 거리를 조절하기 위해서 160 μm 두께의 PET필름을 이용하였다. 그리고 감광제의 경사 제어를 위해 표 3-2와 같이 노광에너지와 컨택 방식을 조절하였다. 최종결과는 그림 3-12와 같다.

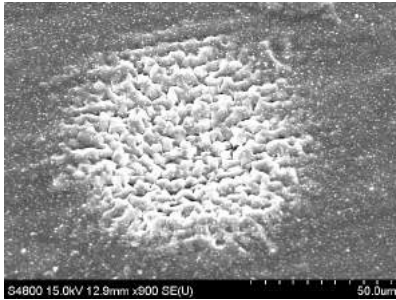
그림3-12(a)는 과소노광 및 160 μm 의 노광간격을 이용하여 사진공정을 진행한 결과로 경사각이 약 50°로 제작되었다. 이 때 희생기둥의 상부와 하부의 패턴에 크기 차이가 발생하는데, 상부보다 하부의 크기가 눈에 띄게 작아지는 것을 볼 수 있다. (a)의 경우, 희생기둥의 하부 지름이 약



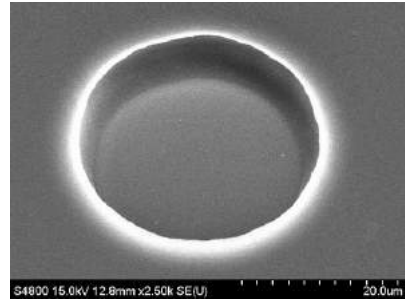
(a) 건식식각 잔여물



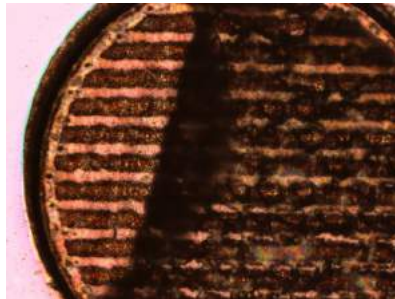
(b) 건식식각 잔여물(확대)



(c) 과소 습식식각



(d) 습식식각 벽면 모양



(e) 레이저 식각

그림 3-11. 기존 식각 방법을 이용한 PDMS 패터닝

15 μm 로 작아지는 것을 볼 수 있다. 이러한 현상은 정도는 다르지만 다른 조건에서도 동일하게 나타난다. 이러한 현상의 원인은 하부에 빛에너지 전달량이 상부보다 적기 때문이다. 그리고 마스크에 의한 빛의 회절로 인하여 상부는 하부보다 더 넓은 영역에 노광이 일어나기 때문이다. 이러한 현상을 이용하여 노광시간과 노광거리를 조절하면 (b, c, d)와 같이 다양한 경사각을 갖는 희생 감광제 기둥의 제작이 가능하다.

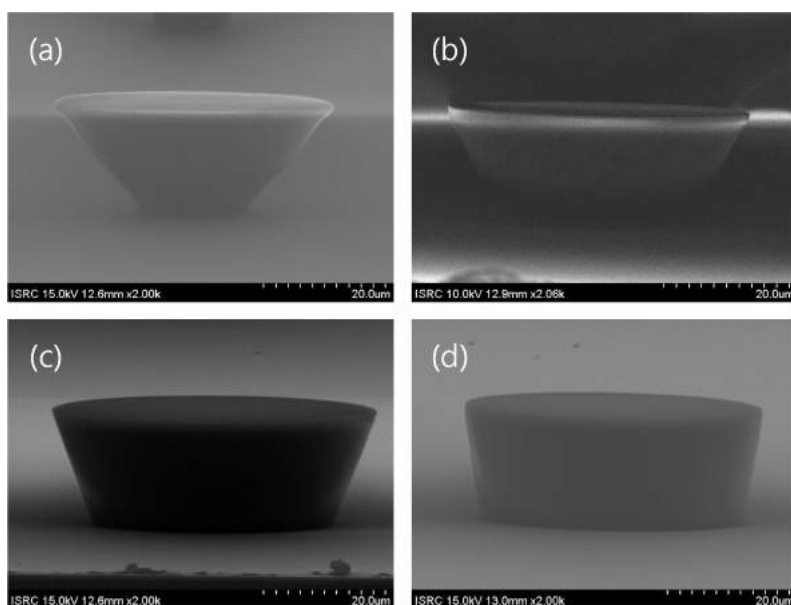


그림 3-12. 희생 감광제 기둥의 경사 조절 결과 (a)160 μm 의 간격을 주고 300 mJ/cm^2 의 노광에너지로 사진공정; (b) 160 μm 의 간격을 주고 450 mJ/cm^2 의 노광에너지로 사진공정; (c) 소프트컨택으로 설정하고 300 mJ/cm^2 의 노광에너지로 사진공정; (d) 소프트컨택으로 설정하고 450 mJ/cm^2 의 노광에너지로 사진공정

3.1.5.2 효과적인 주물 기법을 위한 공정 적용 결과

감광제의 노광특성을 이용하여 희생 기둥을 제작한 후, 경화되지 않은 PDMS를 스핀코팅하여 열경화시킨다. 이 후 희생기둥을 유기용매에 녹

표 3-2. 감광제 경사 제어 파라미터 결과

컨택 방식	노광 에너지 (mJ/cm ²)	경사각도 (°)
160 μ m 간격	300	50
160 μ m 간격	450	63
소프트 컨택	300	72
소프트 컨택	450	83

여서 패터닝된 PDMS 박막을 얻는 것이 기본적인 주물공정의 아이디어이다. 이러한 아이디어를 구현하기 위해서는 2가지 방법이 있다. 첫번째는 스핀코팅 속도를 높여서 매우 얇은 PDMS 박막을 제작한 후, 희생기둥을 제거하는 방법이다 [123], [124]. 두번째는 희생기둥보다 높게 PDMS를 스핀코팅하고 전체적으로 식각함으로써 희생기둥을 외부로 노출시킨 후 제거하는 방법이다. 이러한 공정기술을 개발하기에 앞서 스핀코팅 속도와 PDMS 박막의 두께를 그림 3-13와 같이 측정하였다. PDMS를 스핀코팅하는 기저물질에 따라 박막의 두께차이가 있을 것으로 예상하여 본 연구에서 사용하는 공정에서 발생할 수 있는 환경인 HEMA처리된 PDMS, Bare 웨이퍼, 실레인처리한 웨이퍼상에서 스핀코팅 속도와 PDMS 두께와의 관계를 측정하였다. 각각의 회전속도에서 60초간 스핀코팅하여 측정한 PDMS의 두께는 그림 3-13과 같다. 얇은 두께의 PDMS박막을 위해서는 PDMS와 부탄올(tert-butanol)을 혼합하여 점성을 낮추면 된다. 두 물질의 무게비로 100%, 50%, 25% 용액을 제작하고 스핀속도별로 박막의 두께를 측정하였다. 측정결과를 통해 하부 막질과 스핀코팅된 PDMS의 두께는 큰 상관관계가 없다는 것을 확인할 수 있었다.

구멍 패턴을 갖는 PDMS 박막의 효율적인 공정을 위하여 상기의 2가지 방법을 적용하였다. 한 샘플은 약 10 μ m 두께의 박막을 얻기 위해서 100% PDMS를 4000rpm으로 60초간 스핀코팅하였고 다른 샘플은 희생

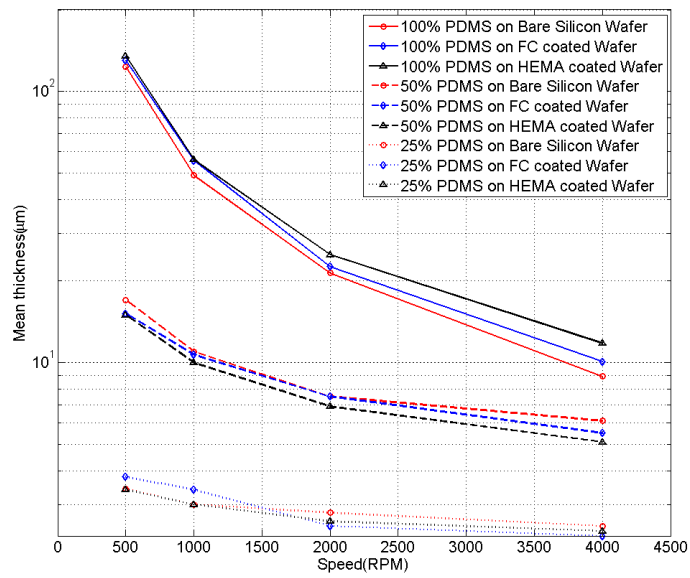
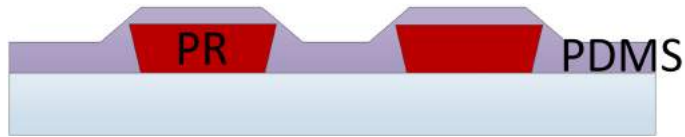


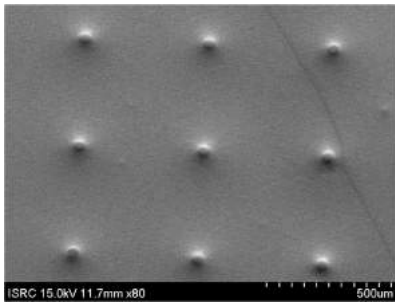
그림 3-13. 다양한 기저물질에서 스핀코팅 속도와 PDMS의 두께 측정

기둥의 높이와 동일한 20 μm 두께의 PDMS 박막을 얻기 위하여 1500rpm으로 60초간 스핀코팅하였다. PDMS를 식각할 때, 경화된 PDMS박막 두께의 균일도가 나쁘면 식각 시간을 정하는데 어려움이 생긴다. 그림 3-14는 실험과정에서 발생한 문제점과 공정 결과를 보여준다. (a)는 희생기둥이 있는 샘플 위에 높은 속도로 PDMS를 스핀코팅한 경우의 도식적 모습이다. PDMS는 점성이 높기 때문에 희생기둥의 위쪽뿐만 아니라 벽면을 타고 PDMS가 코팅된다. 이러한 현상은 희생기둥 주변에는 PDMS 박막이 두껍게, 먼 지역에는 얇게 쌓이게 한다. 이렇게 두께가 불균일해지면 희생기둥을 노출시키기 위한 습식식각 공정 시간을 정하기 어렵다. (b)는 실제 20 μm 높이의 희생기둥 위에 100% PDMS를 4000rpm으로 60초간 스핀코팅한 결과로, 높은 점성으로 인하여 PDMS가 감광제 위와 벽면에 모두 쌓인 모습을 확인할 수 있다. (c)는 식각 시간이 부족하여 감광제 위에 PDMS 잔여물이 남아 구멍 패턴이 잘 형성되지 않은 모습을 보여준다. 식각 시간을 길게 하여 공정하면 (d)와 같은 현상을 볼 수 있는데, 이는 코팅된 PDMS 박막의 균일도가 일정하지 않아서 희생기둥 주변에는 PDMS가 두껍게 쌓여 남아있지만 기둥과 먼 영역은 PDMS가 모두 제거되어버린 모습이다. (e)는 (d)에서 하나의 구멍 패턴을 확대한 것으로 TBAF용액에 의해 희생기둥이 녹으면서, PDMS구멍의 벽면도 같이 식각된 모습을 보여준다.

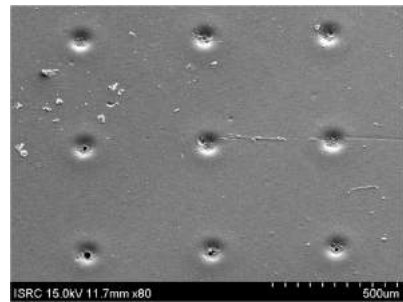
두번째 방법은 PDMS를 희생기둥과 비슷한 높이로 코팅하는 방법이다. 이 방법을 이용하면 그림 3-15(a)와 같이 PDMS박막 두께의 균일성을 향상시킬 수 있을 것으로 판단하였다. 실제로 PDMS를 코팅하여 SEM으로 확인한 결과는 (b)와 같다. PDMS의 자동수평(self-levelling)성질로 인하여 하부의 희생기둥 구조의 모양을 따르지 않고 균일한 높이의 박막이 형성되는 것을 볼 수 있다. 이 샘플을 TBAF용액에 침지하여 식각한 후,



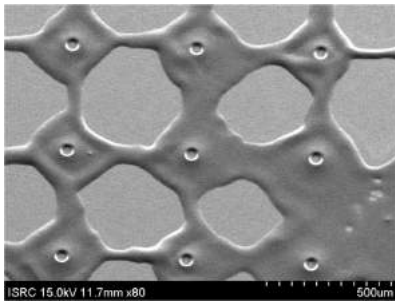
(a) 높은 스핀코팅 속도에서 생기는 PDMS 박막의 모식도



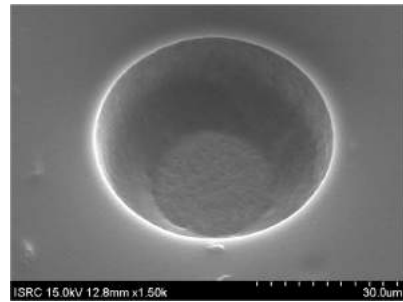
(b) 높은 속도로 PDMS를 코팅한 모습



(c) 과소 식각으로 인한 구멍 패턴 실패



(d) PDMS 박막 두께의 불균일로 인한 식각 실패



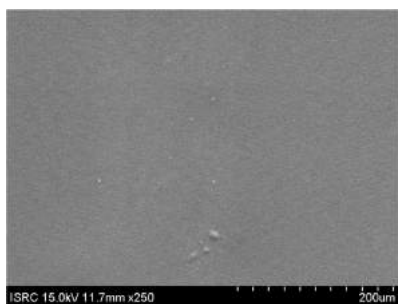
(e) 실패한 구멍 패턴 확대

그림 3-14. 고속 스핀코팅을 이용한 PDMS 구멍 패턴 제작 결과

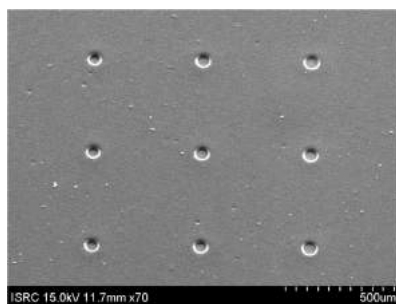
희생기둥을 제거하면 (c)와 같이 구멍 패턴을 가진 PDMS 박막을 얻을 수 있다. PDMS를 얇게 코팅할 때와 달리 박막의 균일도가 증가하여 식각 공정을 안정적으로 수행할 수 있다. (d)는 구멍 패턴을 확대한 사진으로 희생기둥의 경사에 따라 구멍의 벽면경사가 결정된 것을 볼 수 있으며, TBAF 용액에 의해서도 공격받지 않아 평탄한 모습을 볼 수 있다.



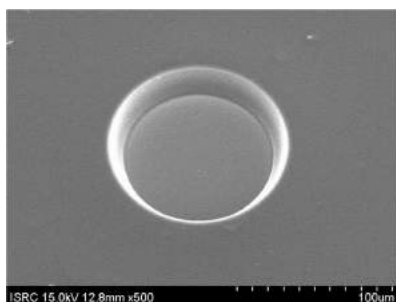
(a) 낮은 스핀코팅 속도에서 PDMS 박막의 모식도



(b) 낮은 속도로 PDMS를 코팅한 모습



(c) 성공적인 구멍 패턴 제작



(d) 구멍 패턴 확대

그림 3-15. 저속 스핀코팅을 이용한 PDMS 구멍 패턴 제작 결과

상기와 같이 PDMS를 두껍게 코팅한 후, 희생기둥을 제거하기 위하여 샘플을 TBAF용액에 침지하여 전체적으로 PDMS를 식각한다. PDMS를

일정량 식각하여 희생기둥을 외부에 노출시킨 후, 유기 용매인 N-methyl-pyrrolidone (NMP)를 이용하여 제거하였다. PDMS의 적절한 식각시간을 결정하기 위하여 TBAF용액의 농도에 따른 식각율을 확인하였다. TBAF와 NMP를 부피비로 혼합하여 용액을 준비하고 상온에서의 PDMS 식각률을 측정한 결과는 표 3-3과 같다. 실험 결과 25% TBAF 용액은 식각율이 높지만 식각 후에 PDMS 잔여물이 많이 남는 단점이 있었고, 6% 용액의 경우에는 식각 시간이 10분 이상으로 증가하여 PDMS가 NMP에 의해 변형되는 현상이 발생하였다. 본 연구에서는 9% TBAF 용액을 사용하여 6~8분 사이에 PDMS를 식각하여 희생기둥을 외부로 노출시키고 NMP용액에 다시 1분간 침지함으로써 효과적으로 희생기둥을 제거할 수 있었다.

표 3-3. TBAF를 이용한 PDMS 습식식각율

TBAF용액 농도	식각률 ($\mu\text{m}/\text{min}$)
25%	3.7
16%	2.8
9%	2
6%	1.2

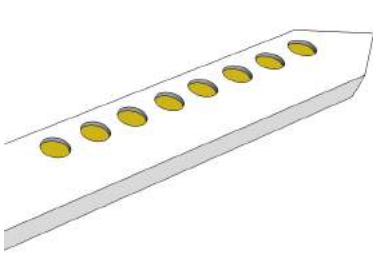
3.2 기록용 플라토 전극 제작 결과

지금까지 설명한 공정 기법을 이용하여 PDMS기반의 유연한 평판형 신경기록 전극을 제작하였다. 전극과 신경조직과의 인터페이스 효율을 증가시키기 위하여 플라토 구조를 제안하고 그림 3-16 같이 제작하였다. (a)는 기존 신경 기록 전극의 모양을 표현한 모식도로 신경과 인터페이스 하는 전극이 PDMS 표면보다 하부에 존재하는 것을 볼 수 있다. 하지만 기존 전극은 수분이 많은 신경조직에 올려놓는 과정에서 요철 부분에 공

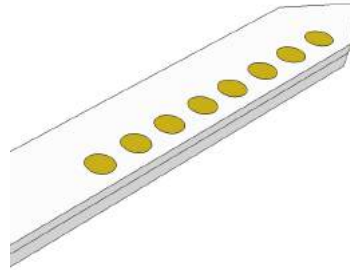
기가 갇히는 현상이 발생한다. PDMS의 표면이 소수성이기 때문이다. 이러한 문제를 해결하기 위하여 (b)와 같은 플라토 전극 구조를 제안하였다. 플라토 전극에는 요철 구조가 없기 때문에 신경조직과의 인터페이스가 향상된다. (c)는 공정을 통해 제작한 8채널 플라토 전극의 사진이다. (d)는 플라토 전극어레이의 전극 부분만을 광학현미경으로 촬영한 사진으로 전극 테두리를 따라 밝게 보이는 이유는 경사로를 따라 금이 증착되어 빛이 반사되었기 때문이다. (e)는 전극 부분을 SEM으로 촬영한 모습으로 (a)와 같이 전극과 PDMS사이에 단차 없이 같은 평면에 전극이 위치하는 것을 볼 수 있다.

3.2.1 전극 3D 프로파일 결과

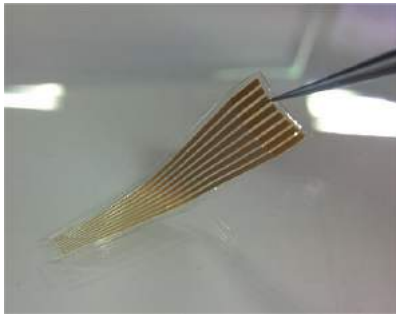
그림 3-17은 플라토 전극의 물리적인 구조를 분석한 결과이다. 분석에 사용한 3D 프로파일러는 백색광을 사용하기 때문에, 투명한 물질의 프로파일을 측정하기 어렵다. 그래서 PDMS 구조 측정 시에 금을 증착한 후, 3차원 구조를 측정하였다. (a)는 신경조직과 인터페이스하는 전극의 뒷면을 나타내며 오목한 구조의 경사를 볼 수 있다. 오목하게 들어간 영역의 아래부분이 실제 전극으로 신경조직과 인터페이스하게 된다. 빨간색 사각형의 선을 따라 3차원 프로파일을 그리면 (b)를 얻을 수 있고, 빨간색 화살표를 따라 단면을 자르면 (c)와 같은 정보를 얻을 수 있다. (c)를 통해 얻어진 전극의 깊이는 $12\mu\text{m}$ 이고 밑변의 길이는 $11\mu\text{m}$ 이다. 이를 통해 벽면의 경사는 약 48° 임을 알 수 있다. 전극을 제작하기 위한 마스크는 $100\mu\text{m}$ 였으나 실제 측정된 전극의 크기는 약 $130\mu\text{m}$ 로 30%정도 확장된 것을 볼 수 있다. 이는 사진공정 과정에서 희생기둥에 경사를 주기 위해 노광에너지를 줄이고 샘플과 마스크 사이의 거리를 주면서 사진공정에서 발생하는 오차와 PDMS의 수축 등으로 인해 발생하는 오차가 결합한 결



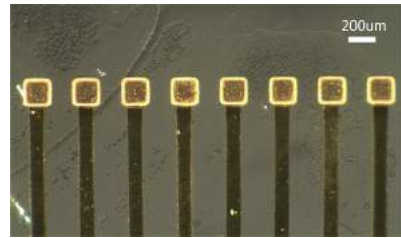
(a) 기존 전극 모식도



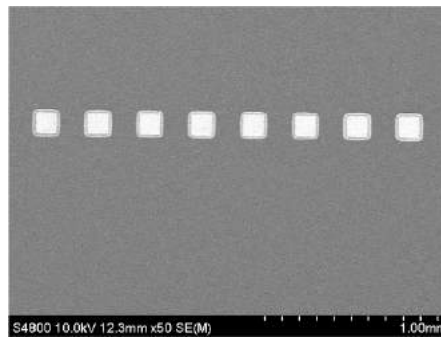
(b) 플래토 전극 모식도



(c) 플래토 전극 확대(현미경)



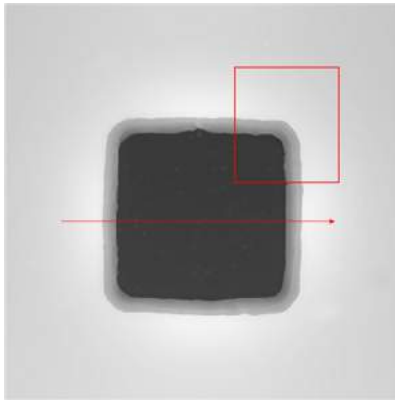
(d) 플래토 전극 사진



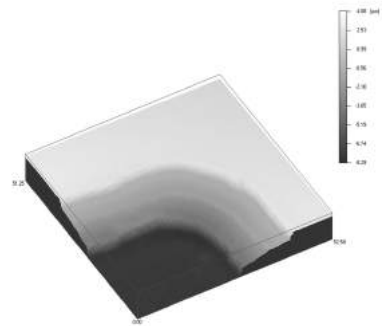
(e) 플래토 전극 확대(SEM)

그림 3-16. 플래토 전극 제작

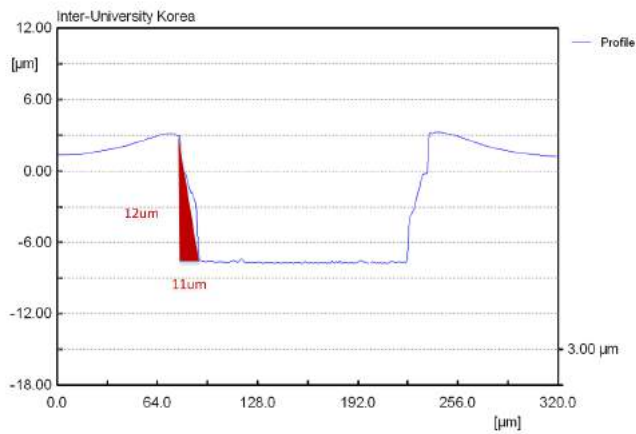
과로 보여진다. 따라서 직경 100 μm 크기의 전극을 제작하고 싶다면 직경 80 μm 크기의 마스크를 제작해야 한다.



(a) 전극의 3차원 프로파일(평면도)



(b) 전극의 3차원 프로파일(사시도)



(c) 전극의 2차원 단면 프로파일

그림 3-17. 플라토 전극의 3차원 구조

그림 3-18은 플라토 전극의 확대 사진이다. 광학적으로 전극을 볼 때에는 PDMS의 투명한 성질로 인하여 (a)와 같이 내부의 도선이 모두 보인다. 그리고 전극과 PDMS 내부의 도선이 서로 연결된 것을 볼 수 있다. 동일한

시점에서 SEM사진을 촬영하며 (b)와 같이 전극의 표면만 표시되는 것을 볼 수 있으며, 이를 통해 전극표면이 PDMS와 단차없이 동일한 평면에 위치하는 것을 확인할 수 있다.

3.2.2 임피던스 측정 결과

그림 3-19은 기존 전극과 플라토 전극의 평균 임피던스를 보여준다. 실험은 10개의 전극 어레이에 있는 각각의 8개 전극을 5회씩 측정하고 평균 값을 산출하였다. 제작된 기존의 오목 전극 크기는 $108 \times 108 \mu\text{m}^2$ 이고, 플라토 전극의 크기는 $130 \times 130 \mu\text{m}^2$ 로 측정되었다. 1 kHz에서 기존 전극과 플라토 전극의 평균 임피던스는 각각 210 k Ω 와 150 k Ω 으로 측정되었다.

임피던스는 전해질과 접하는 전극 계면의 면적에 의해 가장 큰 영향을 받으며, 전극의 재질과 증착 상태등을 동일하다고 가정하면 전극의 면적과 임피던스는 반비례한다 [109]. 본 연구에서 사용한 기존의 오목한 전극의 면적은 플라토 전극 보다 약 1.45배 작다. 추가로 기존 전극은 플라토 전극보다 약 12 μm 아래에 위치하기 때문에 임피던스의 차이가 발생한다. 전극 금속의 증착 방법과 사전처리가 동일하므로, 표면 거칠기를 동일하다고 가정하면 두전극의 임피던스 차이는 면적과 깊이의 차이에 기인한다고 볼 수 있다. 전극의 면적과 임피던스는 반비례관계이므로 210 k Ω 을 1.45로 나누면 약 144 k Ω 이 된다. 결과에 따르면 약 10 μm 정도의 깊이로 인하여 약 5 k Ω 의 추가 임피던스가 발생하는 것으로 볼 수 있지만 추가적인 연구가 필요하다.

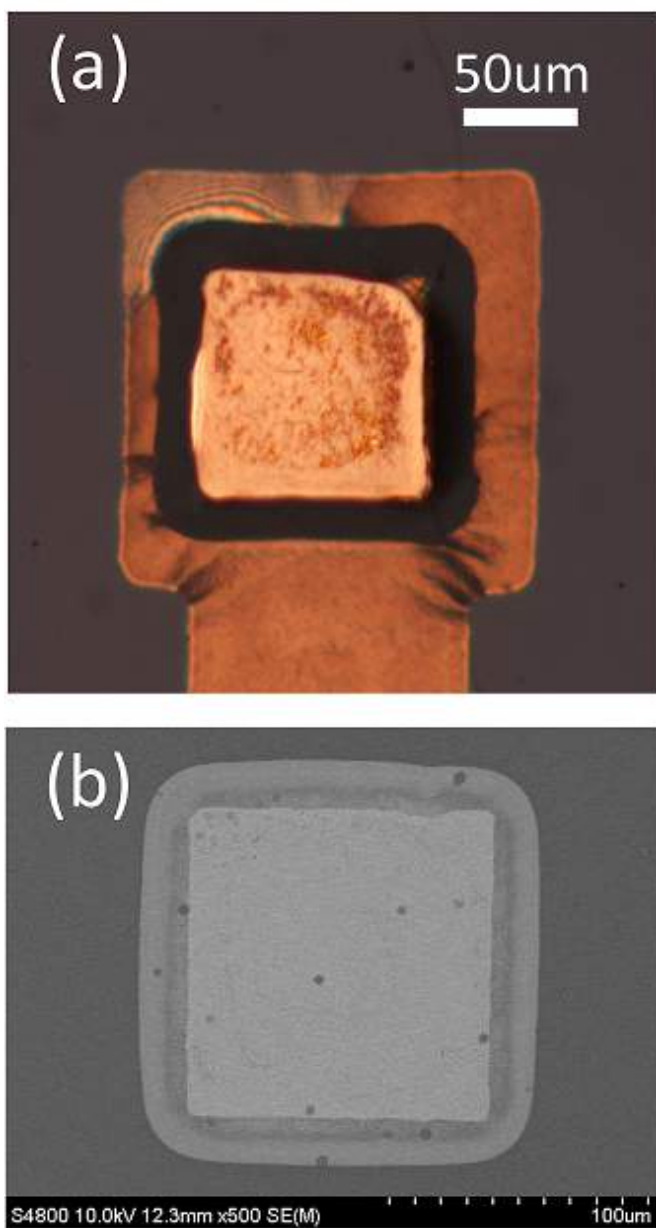
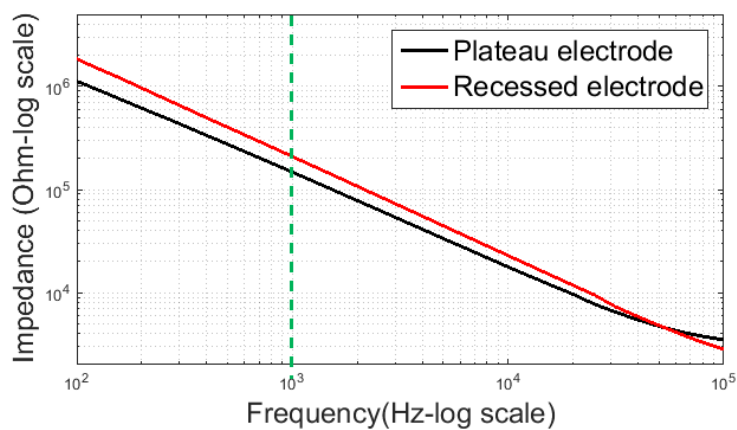
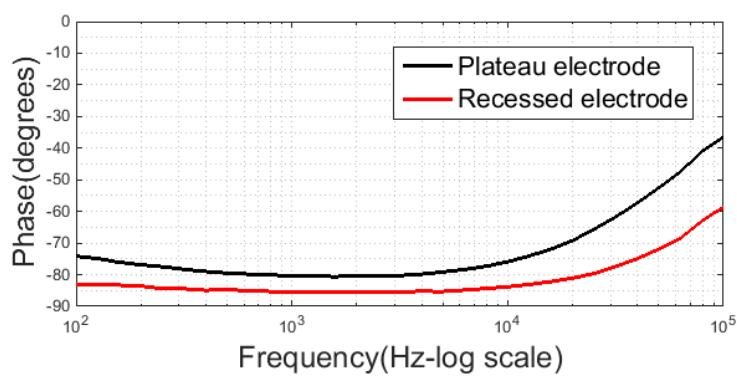


그림 3-18. 플라토 전극 확대 사진



(a) 전극 임피던스



(b) 전극 위상

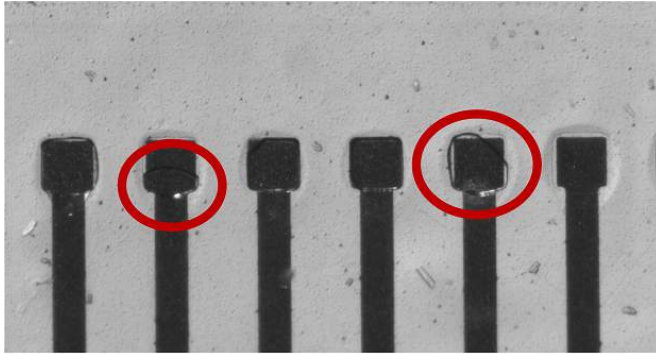
그림 3-19. 기존 전극과 플라토 전극의 임피던스 특성

3.2.3 공기 갇힘 현상 방지 결과

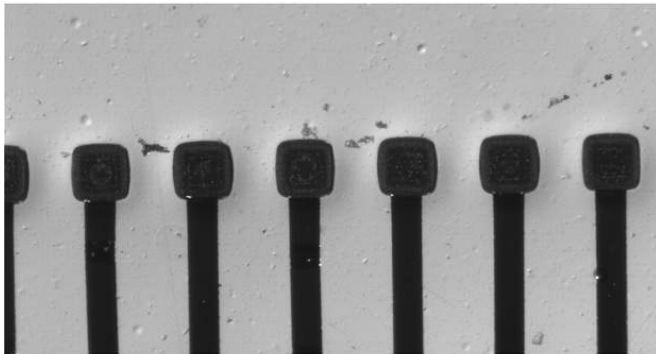
기존의 오목한 전극은 전극과 신경조직사이에 공기가 갇히는 현상이 빈번히 발생하였다 [125]. 이는 PDMS의 소수성 성질에 기인한 것으로 본 연구에서는 이를 방지하기 위하여 플라토 전극을 제작하였다. 플라토 전극의 공기 갇힘 현상 방지 성능을 확인하기 위하여 전극 표면이 물에 닿도록 올려둔 다음, 슬라이드 글라스를 물 속에 넣어 전극을 글라스 위로 위치시켰다. 이러한 실험을 통해 플라토 전극에서 공기 갇힘 현상이 발생하지 않음을 확인하였다. 그림 3-20(a)는 기존의 오목한 전극 구조에서 공기가 갇혀있는 모습을 현미경으로 촬영한 결과이다. 붉은 색 원으로 표시한 곳에서 공기가 갇혀 있는 것을 확인할 수 있으며, 이 위치는 실험을 진행할 때마다 매번 바뀐다. 하지만 플라토 전극(b)에서는 공기 갇힘 현상 발생하지 않았다. 이는 구조적으로 공기가 갇히게 될 공간이 없기 때문이다. 따라서 플라토 전극은 신경 조직과의 접촉 성능이 우수하고 기록신호의 품질 향상을 기대할 수 있다.

3.3 자극용 경사 전극 제작 결과

전극 위에서 전류 밀도 분포를 살펴보면, 전하가 공간적으로 어느 위치의 신경조직에 전달되는 지를 알 수 있다. 따라서 기존 연구를 바탕으로 PDMS기반의 경사 전극을 그림 3-21과 같이 제작하였다. (a)는 경사형 전극의 광학 현미경 사진으로 기존 전극과 같이 도선이 PDMS 내부에 위치하는 것을 볼 수 있다. 하지만 광학현미경 상에서는 PDMS 구멍의 경사가 잘 나타나지 않아 (b)와 같이 SEM을 이용하여 다시 측정하였다. (b)를 통해 PDMS 구멍 패턴이 경사를 가지고 있음을 알 수 있다. 이러한 경사는 상기에 제안한 희생기둥을 이용한 주물공정 기법을 이용하여 제작하였다.



(a)



(b)

그림 3-20. 공기 갇힘 현상 비교

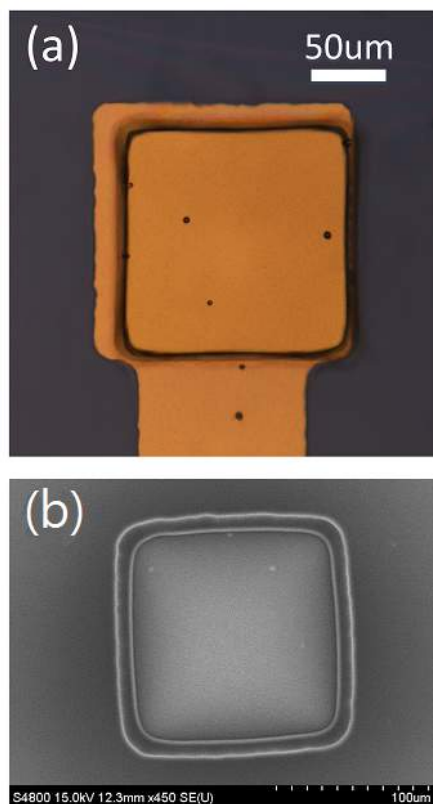
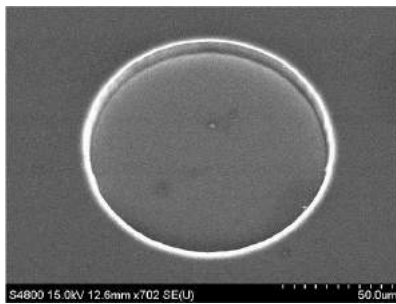
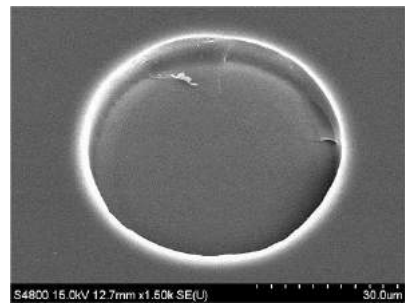


그림 3-21. 자극용 경사 전극 제작 결과

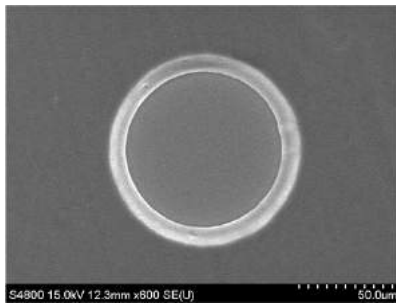
기존의 PDMS 전극의 오프닝은 주로 건식/습식식각을 이용하여 이루어졌기 때문에 그림 3-22(a, b)와 같이 구멍 벽면의 경사를 제어하기 어려웠다 [53], [97], [98]. (a)는 건식식각으로 PDMS를 식각한 후, TBAF 용액으로 잔여물들을 제거한 결과이다. (b)는 금을 마스크로 하여 TBAF 용액으로 PDMS를 습식식각한 결과로 경계선 부분이 건식식각보다 뭉개지는 것을 볼 수 있다. 그리고 (c, d, e)는 주물 공정을 이용하여 원형 및 사각 전극 구멍의 경사를 제어한 결과이다. 두가지 모양의 전극 모두 (a, b)와 비교하여 완만한 경사각을 갖는 것을 확인할 수 있다. 주물 공정을 이용하여 효과적으로 전극의 오프닝 경사를 제어 할 수 있으며, 이를 이용하여 전극 위의 전류 밀도 분포를 균일하게 할 수 있다.



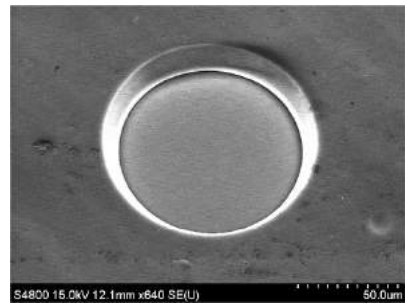
(a) 건식식각을 이용한 전극 오프닝



(b) 습식식각을 이용한 전극 오프닝



(c) 주물 공정을 이용한 전극 오프닝 평면도



(d) 주물 공정을 이용한 전극 오프닝 사시도

그림 3-22. 전극 오프닝 경사 제어

3.3.1 신뢰성 실험 결과

가속 실험은 실제 사용 조건에서의 시간보다 가속 조건에서 시간이 더 빨리간다는 것을 의미하며, 수학적으로 표현하면 수식 (3.1)와 같다 [126].

$$t_0 = A_F t_s \quad (3.1)$$

여기서 t_0 는 사용조건에서의 수명, t_s 는 가속조건에서의 수명을 나타내고 A_F 를 가속계수(acceleration factor)라고 한다. 아레니우스 모형은 온도에 의한 가속수명시험에 가장 널리사용되는 관계식으로 수식 (3.2)와 같다 [126].

$$\tau = A \exp^{E/(kT)} \quad (3.2)$$

τ 는 고장시간, E 는 활성화 에너지(eV), k 는 볼츠만상수(8.617e-5eV), T 는 절대온도(K), A 는 상수를 가리킨다. 따라서 가속계수 A_F 는 수식 (3.3)와 같이 유도가 가능하다 [126].

$$A_F = \frac{\tau_d}{\tau_a} = \exp^{\frac{E}{k} [\frac{1}{T_d} - \frac{1}{T_a}]} \quad (3.3)$$

$$A_F = \exp \left(\frac{0.554}{0.86166 \times 10^4 \left(\frac{1}{313} - \frac{1}{353} \right)} \right) \approx 3.43 \quad (3.4)$$

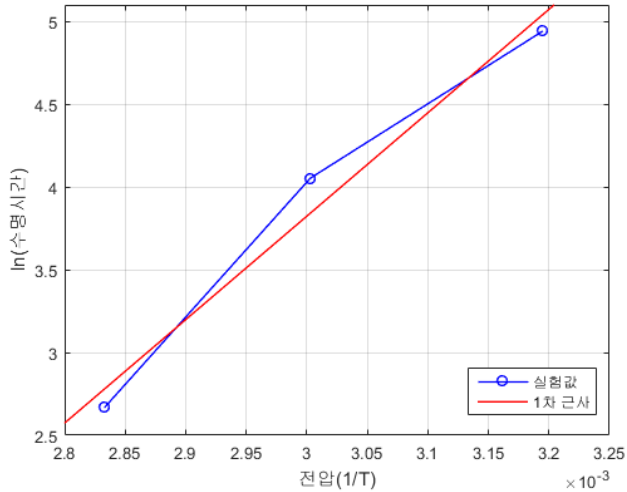


그림 3-23. 전극 수명의 온도 특성

$$A_F = \exp \left(\frac{0.554}{0.86166 \times 10^4 \left(\frac{1}{313} - \frac{1}{353} \right)} \right) \approx 10.25 \quad (3.5)$$

실험결과를 통해 온도 특성에 대한 전극 수명을 그림 3-23과 같이 얻을 수 있으며, 이를 1차식으로 근사하면 $\ln(\text{수명}) = -14.9 + 6247.4(1/T)$ 과 같이 표현할 수 있다. 수식 (3.2)를 이용하면 활성화 에너지(E)는 0.554eV 임을 알 수 있다. 이를 기반으로 다시 가속계수(acceleration factor: A_F)를 수식 (3.4), (3.5)과 같이 계산할 수 있다. 40도를 기준으로 60도에서의 가속계수는 3.43배이고, 80도에서는 10.25배이다.

3.3.2 전류 밀도 분포 시뮬레이션 결과

신경 전극에 의해 발생할 조직 손상 문제는 크게 3가지가 있다. 첫번째는 삽입된 전극 때문에 조직이 스트레스를 받거나, 수술과정에서 손상되

는 경우이다. 두번째는 전극과 조직의 인터페이스에서 비가역적인 전기 화학적 반응으로 인하여 신경조직이 손상되는 경우이다. 그리고 마지막으로 지나치게 높이 설정된 자극 주파수와 크기로 인하여 특정 부위의 신경 조직이 장기적인 흥분상태에 빠져서 회복되지 못하거나 목표보다 넓은 영역의 신경이 자극되는 현상이다 [127], [128]. 수술과정에 의한 손상은 침습적인 전극을 이용하는 경우 피하기 어렵고, 수술 기법을 최적화하여 조직 손상을 최소화하는 방법이 최선이다. 하지만 나머지 두개의 문제는 자극 전극을 최적화함으로써 문제를 최소화할 수 있는데, 가장 효율적인 방법이 전극의 전류 밀도 분포를 균일하게 함으로써 전기 자극을 안정적으로 수행하는 것이다.

이 내용을 기반으로, 앞서 제안한 주물 공정을 이용하여 벽면이 경사진 전극을 개발하였다. 그림 3-24은 전극 오프닝 경사에 따른 공정 결과와 콤포를 이용한 전류 밀도 분포의 시뮬레이션 결과를 보여준다. (a, b)는 기존의 수직 경사 전극의 제작 결과와 전류 밀도 분포를 나타낸다. 결과를 보면 기존 전극 구조에서 수직으로 꺾이는 부분(뿔족한 부분)에 높은 전류 밀도가 발생하는 것을 볼 수 있다. 특히 이 영역은 전극어레이가 신경조직에 부착되었을 때, 조직과 직접 연결되는 영역이다. 따라서 실제 자극시 전극의 중심부위가 자극되는 것이 아니라 전극의 가장자리 영역이 강하게 자극되거나 조직 손상을 가져올 수 있다. (c, d)는 제안한 주물 공정을 이용한 경사형 자극 전극의 제작 결과와 시뮬레이션 결과를 보여준다. 시뮬레이션 결과를 통해 전극의 하단 부분은 높은 전류 밀도가 형성됨을 알 수 있다. 하지만 신경 조직과 연결되는 전극 영역은 하부가 아니라 상부이므로, 상부에서의 전류 밀도 분포를 살펴보면 기존의 (b)보다 상대적으로 균일함을 알 수 있다. 이러한 전극 구조에서는 지역적으로 균일한 자극이 가능하므로 조직 손상등의 부작용을 줄일 수 있을 것이다. (e, f)는 기록용

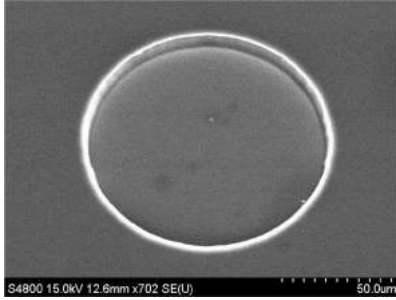
으로 개발한 플라토 전극을 자극용 전극으로 사용할 경우를 가정한 실험 결과이다. 전극 자체가 표면에 위치하므로 신경조직과 직접 인터페이스 하는 구조이다. 그리고 시뮬레이션 결과, 기존의 수직형 경사 전극과 마찬가지로 전극의 가장자리에 전류 밀도가 높게 분포하는 것을 알 수 있다. 따라서 기존 전극과 동일한 문제가 생길 가능성이 있다.

3.4 PDMS기반의 다층 기판 제작 결과

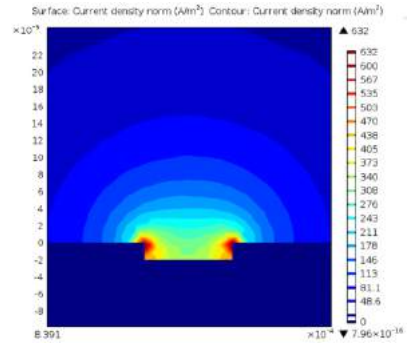
PDMS기반의 다층 회로 기판을 그림 3-25와 같이 제작하였다. 제작한 다층 기판의 도선폭은 $500\mu\text{m}$ 이고 8개의 연결통로 구조, 그리고 5번의 도선 교차가 발생하도록 제작하였다. 기판의 동작을 확인하기 위하여 한쪽에는 녹색 LED를 전도성 에폭시를 이용하여 연결하고 다른쪽에는 2.5 V를 인가하였다. (b)는 연결통로의 구조를 볼 수 있는 사진으로 상층의 도선이 PDMS 경사면을 따라 하층의 도선과 연결되는 모습을 볼 수 있다. 본 연구에서는 PDMS 기반의 다층 회로의 가장 중요한 연결통로구조를 (b)와 같이 구현함으로써 기존에 많이 사용하는 도금 공정없이 상층과 하층의 도선을 전기적으로 연결할 수 있었다. (c)는 상층 도선과 하층 도선의 교차 영역을 확대한 사진이다. 상기의 공정 기술을 이용하여 제작한 PDMS 기반의 다층 회로 기판을 (d, e)와 같이 LED와 전압을 인가하여 동작을 확인하였다. 기판을 구부리거나 식염수에 넣는 경우에도 모두 안정적으로 회로가 구성되는 것을 확인하였다.

3.4.1 정전용량 측정결과

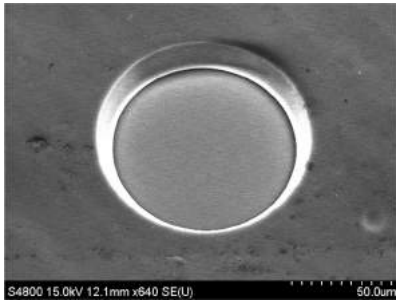
실험에 사용한 시편은 그림 3-26와 같이 100 nm 두께의 도선을 갖으며 도선폭은 1 mm 이다. 도선은 $15\mu\text{m}$ 두께의 PDMS 박막으로 서로 분리되



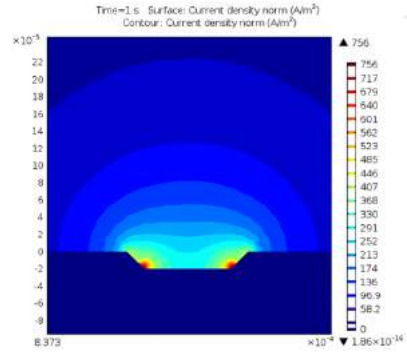
(a) 수직 경사 전극



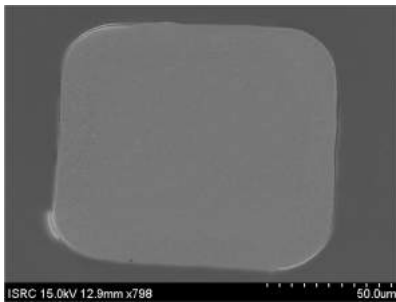
(b) 수직 경사 전극 전류 밀도 분포



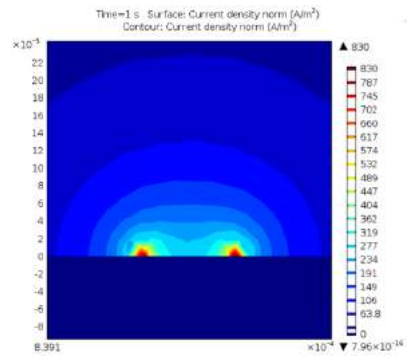
(c) 완만한 경사 전극



(d) 완만한 경사 전극 전류 밀도 분포

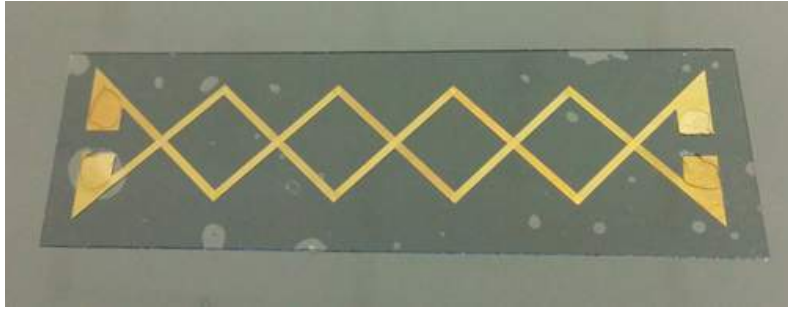


(e) 플라토 전극

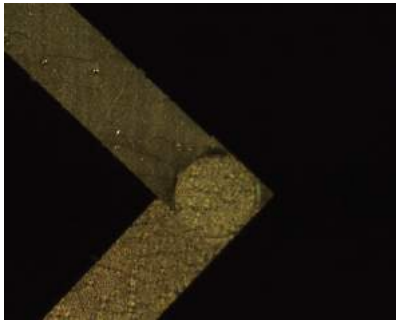


(f) 플라토 전극 전류 밀도 분포

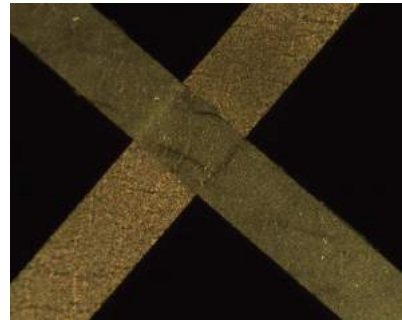
그림 3-24. 전극 구조별 전류 밀도 분포 시뮬레이션



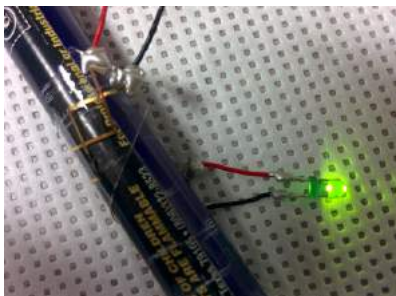
(a) PDMS기반의 다층 회로 기판



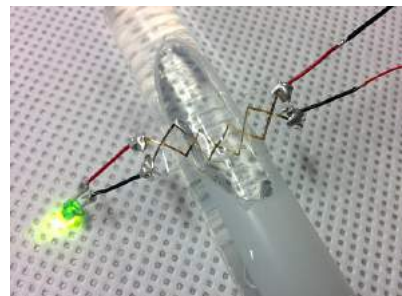
(b) 연결통로 구조



(c) 도선 교차



(d) 기판 유연성 실험



(e) 기판 방수 실험

그림 3-25. PDMS기반의 다층 기판 제작 결과

어 있으며, 상층과 하층의 도선은 서로 직교하도록 제작하였다. 총 20개의 시편을 공기중에서 측정하고, 다시 완충용액(PBS solution, Gibco #10010, Invitrogen Life Technologies, 미국)에 1시간 담근 후(b)에 측정하여 평균 정전 용량을 기록하였다 이론적으로 계산한 정전용량은 약 1.3 pF이지만 실제 측정한 정전 용량은 표 3-4와 같다. 이러한 차이는 금속박막이 증착 될 때, 많은 굴곡이 생기며 만들어지기 때문에 표면적이 넓어졌을 것으로 생각한다.



(a) 정전용량 실험 시편



(b) 정전용량 실험 환경

그림 3-26. 정전 용량 측정 실험

표 3-4. 정전용량 측정 결과

측정위치	정전용량(pF)
공기	35
완충용액	43

3.4.2 누화(cross talk) 잡음

PDMS를 이용하여 다층 회로 기판을 설계할 때 발생할 수 있는 잡음 중 하나는 바로 누화(cross talk)잡음이다. 누화란 하나의 전송선으로부터 다

른 전송선으로의 상호 전자기적인 결합을 통해 요구하지 않는 잡음 신호가 유입되는 것을 가리킨다. 다채널 전극 측면에서 누화를 정의하면 임의의 측정 채널이 다른 채널에 미치는 영향이라고 할 수 있다. 이러한 현상은 도선에 흐르는 신호의 주파수가 올라갈수록 점점 심해지므로 고주파신호를 다루는 회로에서는 누화 현상이 매우 중요하다.

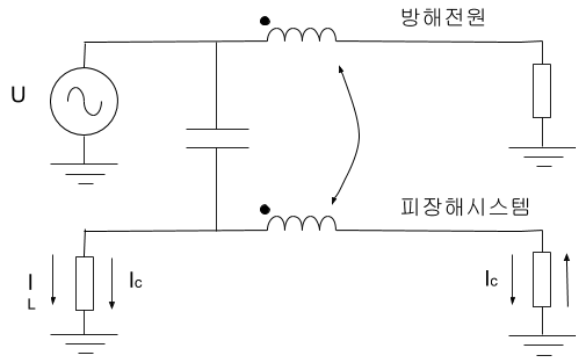
3.4.2.1 PDMS기반의 누화 모델

PDMS기반의 다층 회로 기판의 누화 모델을 그림 3-27(a)와 같이 설정할 수 있다. 누화는 용량성 누화와 유도성 누화의 2가지가 있으며 각각 (b-c)의 등가 모델로 표현할 수 있다. 모든 저항값을 R 로 동일하다고 가정하고, $C_{1r} = C_{2r} = C_r$ 로 놓으면, 각각의 등가모델에서의 누화 전압비를 수식 (3.6), (3.7)로 나타낼 수 있다 [129]. 누화를 줄이기 위해서는 두 선로 사이의 상호 정전용량 C_{12} 과 상호 인덕턴스 M 을 줄여야한다. 그런데 신경 신호 전극의 경우 신호기록 장비의 부하저항을 $R_L = \infty$ 로 생각할 수 있으며, 이러한 경우에는 회로의 용량성 결합만 고려할 수 있다 [129].

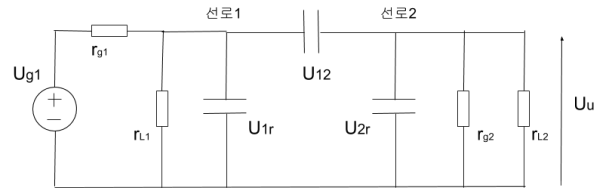
$$\frac{U_u}{U_{g1}} = \frac{jwRC_{12}}{4 + j4wR(C_{12} + C_r) - w^2R^2C_r^2(1 + 2C_{12}/C_r)} \approx jw\frac{RC_{12}}{4} \quad (3.6)$$

$$\frac{U_u}{U_{g1}} = \frac{jwRM}{4R^2 + jwRL - w^2(L^2 - M^2)} \approx -jw\frac{M}{4R} \quad (3.7)$$

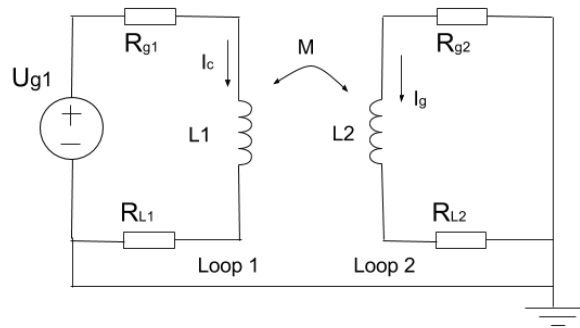
본 연구에서는 전극 도선에 흐르는 신경 신호의 최대주파수를 10kHz



(a)



(b)



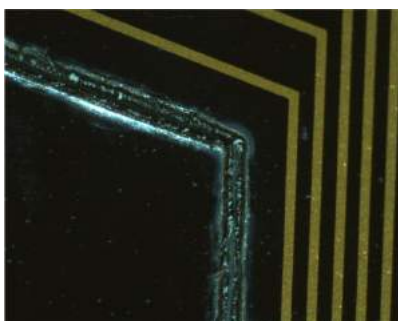
(c)

그림 3-27. 누화(cross talk) 모델[129] (a) 용량성 및 유도성 누화 모델 (b) 용량성 등가 회로 모델(저주파 근사) (c) 유도성 등가 회로 모델(저주파 근사)

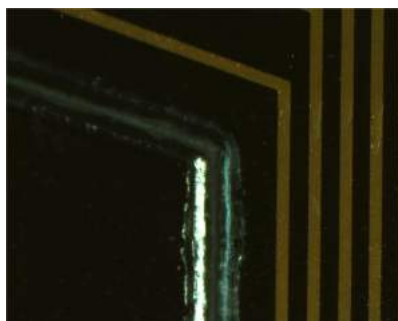
로 가정하였다 [10], [59]. 수식 (3.1)에 로그를 취하여 정리하면 누화 전압비는 $-6\log RC_{12} - 12$ dB가 됨을 알 수 있다. 저항 R 을 상수로 생각하면 C_{12} 가 작을수록 누화 전압이 작아지는 것을 알 수 있다. 예를들어, $\pi R = 100$ 으로하고 양변에 로그를 취하여 수식을 정리하면 누화 전압비는 $-6\log C_{12} - 12$ dB가 됨을 알 수 있다. 따라서 40dB 이상의 누화 전압비를 얻기 위해서는 상호 정전용량이 약 1nF 이하면 된다. 사전연구에서 단면적이 1mm^2 인 도선이 $15\mu\text{m}$ 떨어져 있을 때, 상호 정전용량이 완충용액 내에 약 43pF으로 측정되었다. 앞서 기술한바와 같이, 누화 전압은 높은 주파수에서 크게 발생하는데 생체신호의 경우에는 신호의 대역폭이 10 kHz로 작기 때문에 누화에의한 성능열화는 미미할 것으로 생각된다.

3.4.3 레이저를 이용한 외형 절단 및 MEA 회수

본 연구에서 제작한 장치를 최종적으로 웨이퍼로부터 분리해 내는 과정에 대한 내용을 기술한다. 최종 공정을 마친 샘플은 ND:YVO₄ 레이저를 이용하여 외형을 절단한다. 레이저를 이용하여 PDMS를 절단하는 경우 그림 3-28(a)와 같이 재가 발생하는 것을 볼 수 있다. 이러한 재를 제거하기 위해서는 6% TBAF용액에 약 30초정도 침지하면 재 부분이 자연스럽게 제거되어 (b)와 같은 절단선을 얻을 수 있다. 이 후, 70%농도의 에탄올에 약 10분간 담가두면 (c)와 같이 MEA를 웨이퍼로부터 분리되는 것을 볼 수 있다. 이러한 방법을 이용하면 장치를 떼어낼 때 발생하는 인장력을 줄일 수 있어 인장력에 약한 PDMS 위의 금속박막을 보호할 수 있다. 이는 에탄올에 의해 패럴린과 실리콘 웨이퍼간의 접착력이 약해지는 성질을 이용한 것으로, 패럴린 층은 산소 플라즈마를 이용하여 쉽게 제거할 수 있다.



(a) 레이저 절단 후 잔여물



(b) 잔여물 제거



(c) 에탄올을 이용한 MEA 회수

그림 3-28. 레이저를 이용한 외형 절단 및 MEA 회수

3.5 In Vivo 실험

3.5.1 척수 신경 신호 기록 실험 결과

신경 기록용 PDMS기반의 플라토 전극은 그림 3-29(a)과 같이 척수 위에 쉽게 부착되어 신경신호를 기록할 수 있었다. 자극에 대한 반응으로 SSEPs(Somatosensory Evoked Potentials)가 관찰되었으며, 중요한 신경 반응들은 자극기간 동안 반복적으로 기록되었다. 기존의 오목한 기록 전극에서는 재분포 현상이 신호 기록의 여부를 결정짓는 매우 중요한 요소였다 [107]. 하지만 재분포 현상은 매우 부드러운 뇌조직과 같은 신경조직에서는 쉽게 발생하지만 척수 신경다발과 같은 신경조직에서는 일어나지 않기 때문에 기존의 오목한 전극은 척수신경을 기록하는데 어려움이 있다. 그리고 추가적으로 PDMS기반의 전극은 소수성 이어서 오목한 부분에 쉽게 공기가고여 신호기록의 신뢰성을 떨어뜨리는 문제도 있었다 [125]. 하지만 앞서 개발한 플라토 전극에서는 위의 2가지 문제를 구조적으로 방지할 수 있으며, 실제 신경기록 실험에서도 안정적으로 척수 신경신호를 기록할 수 있었다. (b)는 90초 동안 7번 채널에서 기록한 신경신호이고, 빨간선은 실험의 시작과 끝을 의미한다. 실험결과 (c, d, e)와 같은 신경 신호가 기록되었으며, 이를 통해 플라토 전극의 사용 가능성 여부를 확인하였다. 그리고 플라토 전극 구조가 다양한 평판형 전극에 확장될 수 있음을 생각할 수 있다. 상기 신호 중 채널 3,4번에서 기록된 신호를 STFT(Short time fourier transform)하여 주파수 분석을 수행한 결과는 그림 3-30과 같다. 자극을 가하는 구간의 주파수 영역을 살펴보면, 자극이 없는 구간과 비교하였을 때 에너지가 높아진 것을 확인할 수 있으며, 이를 통해 자극에 반응한 신경신호가 기록되었음을 확인할 수 있다.

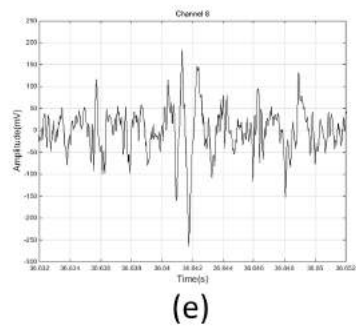
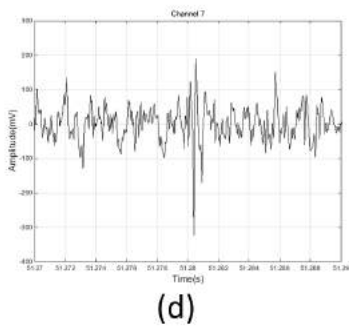
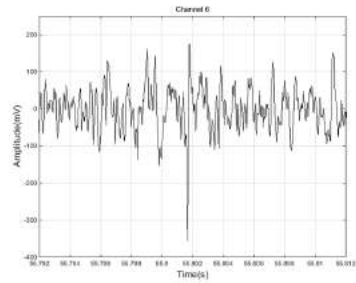
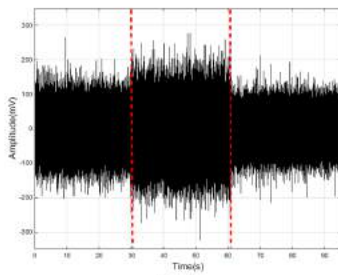
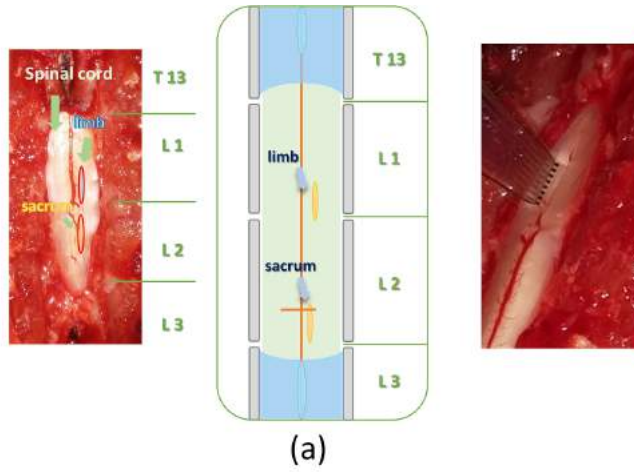
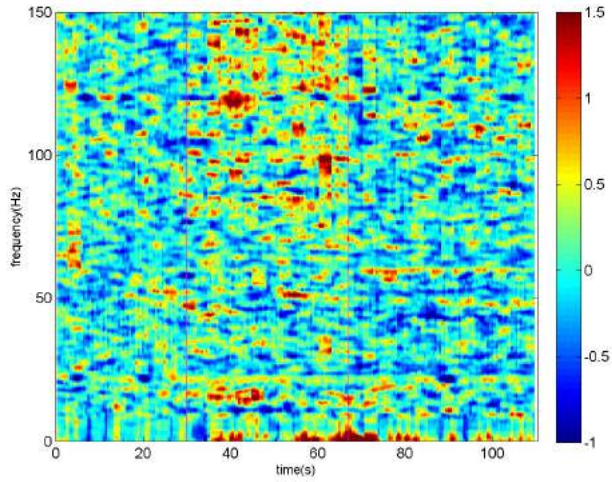
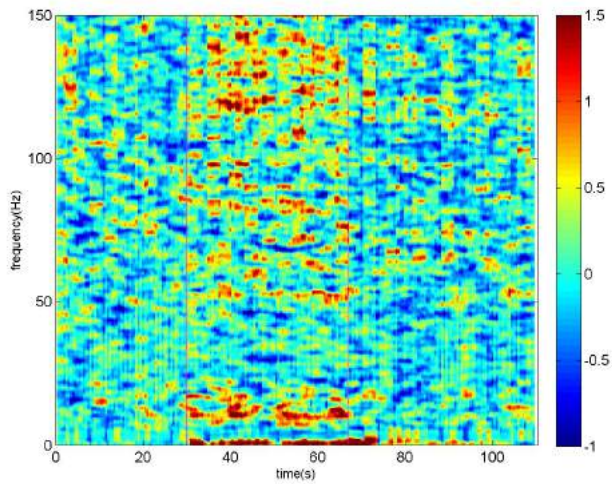


그림 3-29. 설치류 척수에서의 신경 기록 결과



(a) 채널 3번의 주파수분석 결과

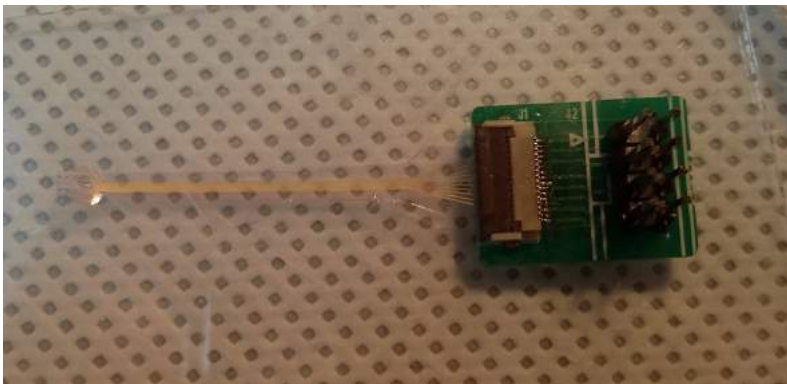


(b) 채널 4번의 주파수분석 결과

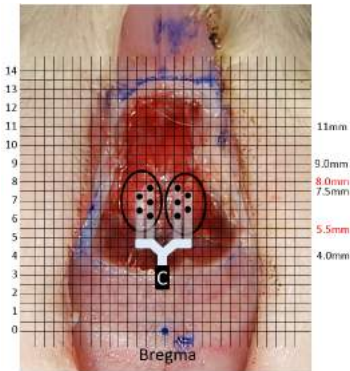
그림 3-30. 척수 신경 신호의 주파수 분석

3.5.2 후각망울 신경 신호 기록 실험 결과

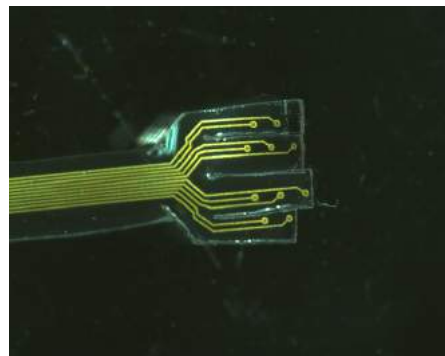
척수에 적용하였던 플라토 전극을 후각망울에 적용하기 위해 그림 3-31처럼 제작하였다. (a)는 전체적인 후각망울용 플라토전극의 외형이고, (b)는 설치류의 후각망울의 실제 모습을 나타낸 그림이다. 이를 통해 전극의 직경은 $100\mu\text{m}$ 로 제작하였고 도선폭은 $50\mu\text{m}$ 로 설계 및 제작하였다. 이러한 설계를 바탕으로 (c)와 같은 후각망울용 플라토 전극을 제작하였다.



(a) 후각망울용 플라토 전극의 전체 외형 및 인터페이스



(b) 설치류의 후각망울 구조



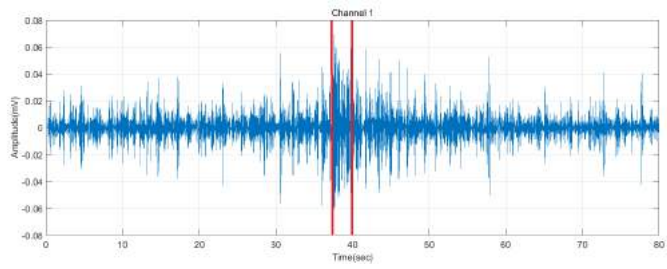
(c) 후각망울용 플라토 전극 제작

그림 3-31. 후각망울용 플라토 전극

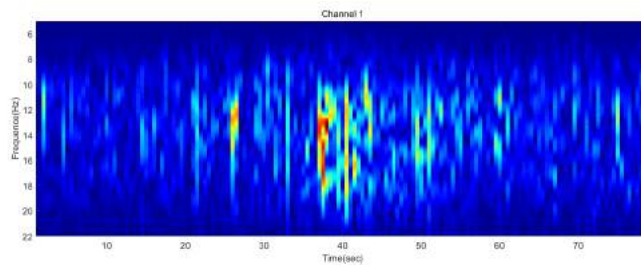
실험에 사용한 후각 자극 물질은 Isopropylbenzene(IB)와 2-Heptanone

(2-Hep)으로, 118초의 휴지기간 후에 IB를 2초간 주입하고 다시 휴지 기간(118 s)을 기다린 다음 2초간 2-Hep를 주입하는 방법으로 진행하였다. IB에 대한 후각망을 반응 결과는 그림 3-32에 2-Hep에 대한 반응은 그림 3-33에 도시하였다. 빨간 수직선으로 표시된 영역은 자극 구간이며, 10개의 채널에서 신경신호가 모두 기록되는 것을 확인하였으며, 본 논문에는 1, 2, 3번 채널의 분석결과를 도시하였다. 데이터를 도시하기 위해서 원본 데이터를 10~20Hz의 대역통과필터에 통과시키고, 자극 시점을 전후로 40초씩, 총 80초를 잘라내어 표시하였다. 그리고 STFT(Short time fourier transform)을 이용하여 주파수 분석하였다.

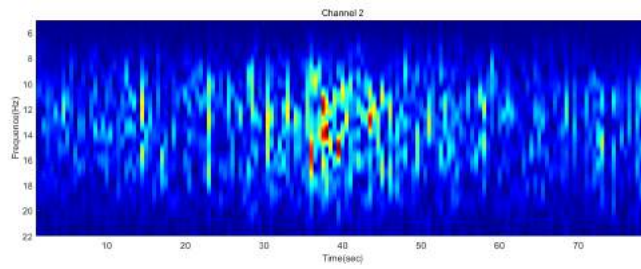
2가지 후각물질에 대하여 휴지기간과 비교하였을 때, 신경 신호에 변화가 있는 것을 볼 수 있다. 시간축 자극 영역에서는 스파이크가 더 많아지고 강해지는 것을 확인할 수 있으며, 자극 후에도 일정기간 자극에 의한 영향으로 스파이크가 발생하다가 점점 빈도와 세기가 줄어드는 경향을 볼 수 있다. 주파수축에서는 약 15 Hz부근에서 에너지의 변화가 발생하는 것을 STFT을 통해 확인할 수 있었다. 이를 통해 플라토 전극을 통해 뇌신경신호 기록의 가능성을 확인하였다.



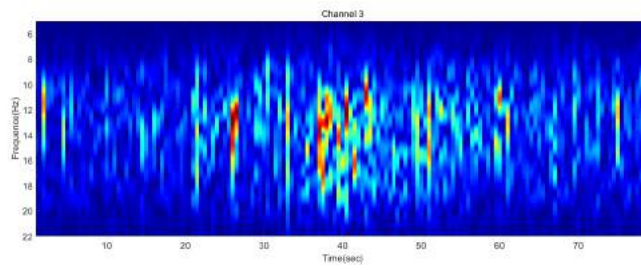
(a)



(b)

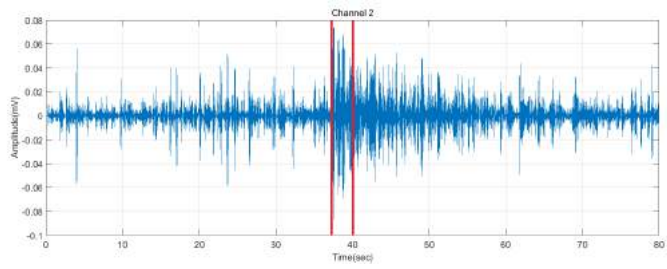


(c)

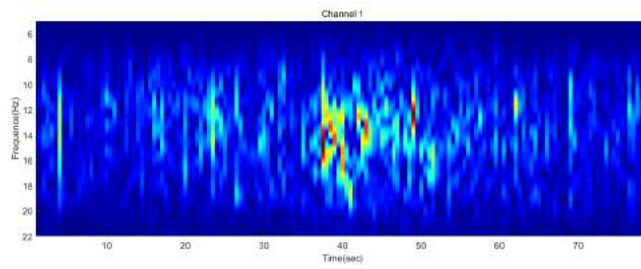


(d)

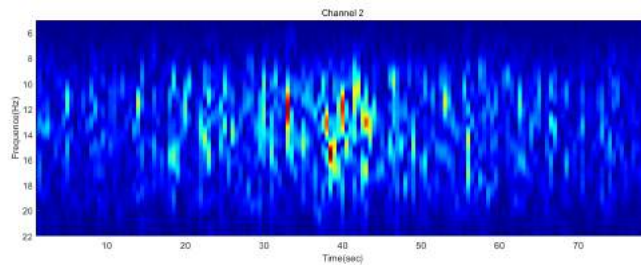
그림 3-32



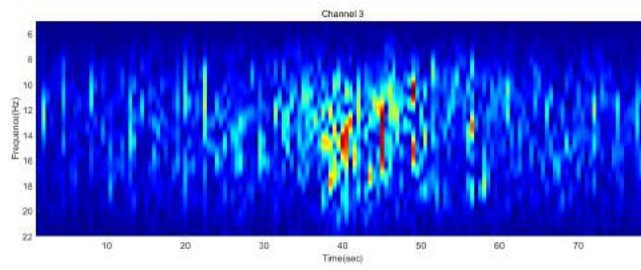
(a)



(b)



(c)



(d)

그림 3-33

제 4 장 토의

본 연구에서는 크게 기록용 플라토 전극과 자극용 경사 전극의 구조와 그 제조 공정을 제안하였다. 그리고 2가지 전극 제작 공정 기술을 바탕으로 다층기판을 제작하는 방법을 제안하였다. PDMS를 반도체 공정에 적용하기 위하여, HEMA와 MPTMS를 적용하여 금속과의 접착력을 향상을 도모하였고 희생기둥을 이용한 주물 공정을 통해 효율적인 PDMS 패터닝 방법을 제안하였다. 전극 제작 공정과 전극 성능에 관한 몇가지 고려 사항을 다음에 기술하도록 한다.

4.1 PDMS 표면처리 기술

PDMS를 기반으로 금속 패턴을 제작할 때 가장 문제가 되는 부분은 바로 접착력이다. PDMS의 낮은 표면에너지로 인하여 금속이 안정적으로 증착되지 못하여 전극이 쉽게 파손된다. 이러한 문제를 해결하기 위하여 산소 플라즈마를 이용하여 표면에너지를 일시적으로 높이는 방법이 많이 이용되었다 [98], [105]. 하지만 이 방법은 지속시간이 짧기 때문에 금속을 증착하는 후속 공정을 빨리 진행해야하므로 공정의 유연성이 떨어진다. 본 연구에서는 이를 해결하기 위한 방법으로 HEMA나 MPTMS와 같은 화학적 접착층을 PDMS 박막 위에 제작하는 방법을 적용하였다 [64], [67]. 상기의 2가지 공정을 도입함으로써 PDMS박막의 표면처리 지속시간을 획기적으로 증가시킬 수 있었다. 그리고 특히 MPTMS를 이용하는 경우에는 티타늄없이 PDMS와 금을 접착시킬 수 있기 때문에 다층 기판 제작에

매우 유리하다. 티타늄은 저항이 큰 금속이며, 산화되는 경우에는 저항이 더욱 증가하기 때문에 다층 기판 제작에서 배제하는 것이 큰 이점이 된다.

4.2 사진공정을 위한 음성 감광제 선택

희생 기둥을 제작하기 위한 감광제의 선택은 매우 중요하다. 희생기둥의 역방향 경사를 제작하기 위해서는 음성 감광제가 필요한데, 사전 연구를 통해 AZ9260, SU-8 2025 그리고 DNR-L300-40의 3가지 음성 감광제를 시험하였다. 감광제는 크게 노보락(novolak)계열과 에폭시(epoxy)계열의 2가지로 나눌수 있는데, 노보락계열의 AZ9260는 PDMS 박막 위에서 사진공정 중에 균열이 쉽게 발생하였다. 상대적으로 에폭시계열의 SU-8 2025와 DNR-L300-40은 사진공정 중 균열 발생을 온도제어를 통해 완화할 수 있었다. 하지만 SU-8은 공정 시간 측면에서 DNR과 비교하여 상대적으로 긴 시간이 소요되는 단점을 가지고 있었다. SU-8을 이용하는 논문을 살펴보면, PDMS위에 안정적으로 감광막을 형성하기 위하여 샘플에 시간당 5도의 변화만을 주고 있다 [56]. 열처리 온도가 90 100도 임을 감안하면, SU-8을 PDMS 박막 위에 안정적으로 올리기 위해서는 수 시간의 시간이 요구된다. 하지만 본 연구에서 사용한 DNR-L300-40은 SU-8 처럼 두꺼운 필름을 제작하기 어렵기 때문에, 약 20 μm 두께의 희생기둥 제작을 위해서 감광제를 2번 스핀코팅하는 방법을 이용하여 희생기둥의 높이를 조절하였다. 하지만 DNR은 열처리 공정을 수 분내로 수행할 수 있기 때문에 SU-8보다 시간적으로 매우 효율적이다.

4.3 유기 용액에 의한 PDMS 변형

TBAF 용액이 함유하고 있는 피롤리돈은 PDMS를 팽윤시키거나 용해시키기 때문에 장시간 용액에 침지하면 공정 실패를 야기할 수 있다 [89]. PDMS가 유기용매에 의해 변형되면 외형의 변화 뿐아니라 금속과의 접착력이 나빠져 금속이 들뜨는 현상까지 발생하기 때문이다. 피롤리돈뿐 아니라 다양한 유기용매에 장시간 노출시키면 용해되기 때문에 희생 기둥을 이용한 PDMS 패터닝 공정에는 주의가 필요하다. 하지만 본 연구에서 희생 기둥위의 PDMS잔여물을 제거하는데 사용하는 9% TBAF 용액에서는 10분 정도 변형없이 견디는 것을 확인하였고, 제안한 공정에서는 유기용매에 침지하는 공정을 최대한 배제하고 침지하더라도 시간을 10분 이내로 공정을 수행함으로써 PDMS의 변형을 최대한 억제하였다.

4.4 주물 공정 제안

주물 공정을 이용하면 희생기둥의 모양에 따라 PDMS를 다양하게 식각할 수 있으므로 효율적이다. 이를 이용하여 PDMS 패턴의 벽면 경사를 제어할 수 있으며, 이를 통해 플라토 기록전극, 경사벽면 자극전극 그리고 다층기판을 위한 연결통로를 제작할 수 있다. 하지만 희생 기둥을 제작한 후 경화되지 않은 PDMS를 희생 기둥보다 낮게 스핀코팅하는 경우, 박막의 균일성이 떨어져 패터닝 수율이 떨어지는 현상이 발생하였다 [123]. 이를 보완하기 위하여 블로우(blow) 총으로 희생기둥위의 PDMS를 제거하는 공정이 제안되었으나, 이 공정 역시 수율이 높지 못하다 [130]. 본 연구에서는 이러한 단점을 극복하기 위하여 기둥 높이보다 두껍게 PDMS를 코팅하고 전체적으로 PDMS를 식각하거나, 열압착기를 이용하여 상하로 눌러주면서 PDMS를 경화시키면 보다 안정적으로 PDMS를 패터닝할

수 있다. 열압착기를 이용하면 TBAF에 침지하는 시간이 줄어들기 때문에 공정의 수율이 더 높아진다.

4.5 기록용 플라토 전극

기존의 기록용 PDMS 전극은 요철구조로 인하여 신경 조직에 밀착되지 불리하였다. 특히 PDMS를 이용한 전극의 경우에는 소수성 특성으로 인하여 요철에 공기가 갇히는 현상이 불규칙적으로 발생하는 기존에는 이러한 현상을 완화하기 위하여 실험전에 산소플라즈마처리를 통해 표면을 친수성으로 개질하여 사용하였다 [56]. 하지만 산소 플라즈마처리를 수행한 PDMS는 다시 소수성 성질을 되찾기 때문에 영구적인 해결방법이 필요하다. 본 연구에서는 플라토 전극 구조를 해결책으로 제안하였다. 제작한 플라토 전극 구조에는 구조적으로 요철이 없기 때문에 신경 조직과 보다 밀접하게 접촉할 수 있다. 추가로 재분포이 거의 없는 척수 신경 조직에도 전극이 쉽게 연결되어 신경 신호를 획득할 수 있었으며, 뇌 조직 위에 올려놓는 방식에서도 다른 처리 없이 신경 신호를 쉽게 획득할 수 있었다.

4.6 자극용 완전한 경사 전극

신경조직과 인터페이스하는 계면에서 균일한 전류 밀도 분포를 형성하는 자극 전극의 구조를 PDMS를 기반으로 제작하였다. 전극 표면과 인접한 신경조직은 인가되는 전하 밀도에 의해 자극되어 지는데, 과도한 자극이 가해지면 신경조직에 줄 수 있다. 따라서 자극 수준은 전극표면에서의 평균 전류 밀도와 조직에 가해지는 평균 전하 주입량에 따라 정해진다 [117]. 그런데 플라토 전극과 같은 구조와 벽면이 수직인 전극에서는 최대 전류 밀도가 전극의 가장자리에서 제일 높게 분포한다 [114], [115]. 게다가

가 전류밀도가 특정지역에 높게 분포하게되면 그 전극영역부터 부식이 발생할 수 있다 [115]. 이러한 현상을 완화하기 위한 방안으로 오목한 전극의 벽면을 수직이 아닌 완만한 경사로 제작하는 방법이 있다. 본 연구에서는 경사 전극은 신경조직과의 계면에서 보다 균일한 전류 밀도 분포를 보이는 것을 시뮬레이션을 통해 확인하고 PDMS를 기반으로 완만한 경사를 갖는 전극을 제작하였다. 희생기둥을 이용한 주물 공정을 사용하면 희생기둥의 모양을 제어함으로써 전극의 경사와 깊이를 제어할 수 있고 이를 통해 전류 밀도 분포도 조절할 수 있다.

4.7 다층 기판 제작을 위한 연결통로

다층 기판 제작 기술은 전극의 집적도를 향상시키는데 큰 기여를 할 수 있는데, 도선 배치와 전극 배치에 자유도가 올라가기 때문에 보다 복잡한 구조의 회로도 제작할 수 있을 것으로 예상된다. 다층 기판 제작에서 가장 중요한 점은 상층과 하층을 연결하는 연결통로를 제작하는 것이다. PDMS는 산성용액에 장시간 침지하면 손상을 받을 수 있으며, 반도체 공정을 적용하여 식각하는 공정을 수행하기 어려웠다 [88], [99]–[101], [123]. 이러한 특성 때문에 다층 기판 제작 기술이 발달하지 못했다. 이러한 문제를 보완하기 위하여 본 연구에서는 희생기둥을 이용한 완만한 경사의 연결통로를 제작하고, 이 경사면을 이용하여 상층과 하층을 전기적으로 연결할 수 있는 방법을 제안하였다. 제안한 기법을 이용하여 연결통로를 제작하였고 PDMS 기반의 유연한 다층 기판을 제작하였다.

제 5 장 결론 및 향후 연구방향

5.1 결론

유연한 폴리머 기반의 다채널 전극은 MEMS 기술의 발전에 따라 생물학 및 의학 분야에서 다양하게 사용되고 있다. 다채널 전극은 신체 내의 이온의 변화로 인해 생기는 전압의 변화를 기록함으로써 신체 내의 전기 신호를 측정하거나, 특정 신경 신호에 전하를 주입함으로써 자극을 가할 수 있다. 이러한 MEA를 제작함에 있어, 생체적합성이 좋은 폴리이미드, 패럴린, PDMS 및 LCP 등의 다양한 중합체가 이용되고 있지만, 그 중에서도 PDMS 물질은 싼 가격과 공정의 간편함과 신속성, 그리고 생화학적 안정성 등을 장점으로 다양한 연구에서 사용되고 있다.

PDMS를 기반으로 하는 다양한 다채널 전극이 개발되어 사용되고 있지만, 지금까지 개발된 전극의 물리적인 구조는 모두 유사하다. 기본적으로 신호를 기록하거나 자극하기 위한 전극부분을 제외한 영역은 절연체로 덮여 있으며, 도선은 생체 조직으로부터 절연됨으로써 신경신호와 도선 사이에 간섭을 줄이고 전극을 통해서만 신호를 기록하거나 자극을 가할 수 있도록 구성되어 있다. 하지만 기존 전극은 전극의 표면이 절연체 표면보다 아래로 내려가 요철이 존재하며, 이 요철은 전극과 조직의 접촉을 방해하여 신호 품질의 저하를 가져온다.

기존에는 이러한 현상을 없애기 위해 도금을 통해 전극을 표면까지 두껍게 쌓아 올리는 방법을 이용하거나 산소 플라즈마처리 통해 친수성으로 표면을 개질함으로써 신호기록 문제를 완화하였다. 하지만 도금의 경우,

전극의 표면적을 넓혀 전극 임피던스에 영향을 주고, 다채널의 경우 고르게 도금이 되지 않아 각 채널마다 임피던스의 편차가 커져, 전극의 성능 저하로 이어질 수 있다. 특히, PDMS는 외부의 물리적인 힘에 의해 쉽게 파손 될 수 있기 때문에, 도금 방식을 사용하기에는 어려움이 있다. 그리고 산소 플라즈마처리는 PDMS가 다시 소수성으로 변하기 때문에 영구적인 해결책은 아니다. 이러한 단점을 극복하기 위해서 기록용 플라토 전극 제작 공정을 제안하였다. 플라토 전극은 요철 구조를 갖지 않으므로 보다 안정적으로 신경조직에 긴밀하게 접촉할 수 있게 되었다. 이러한 특성을 재분포 현상이 없는 척수 다발 위에서도 아무런 사전 공정없이 쉽게 신호를 기록할 수 있었다.

자극 전극 측면에서 기존의 수직한 벽면 전극은 전극의 가장자리에서 최대 전류 밀도를 보이고 중심부에서는 낮은 전류 밀도를 보이는 전류 밀도 분포의 불균일 현상이 심하다. 이러한 현상은 실제 자극 시 불가역적인 세포손상을 유발할 수 있으며, 전극의 특정 영역(전류 밀도가 높은 영역)에서 전극의 손상을 가져올 수 있다. 따라서 전극의 전류 밀도 분포를 균일하게 하는 전극 구조가 필요하며, 이는 오목한 전극의 벽면을 완만하게 제작함으로써 분포를 균일하게 만들 수 있다. 앞서 제안한 희생 기둥을 이용한 PDMS 패터닝 기법을 적용하여 전극 위에 완만한 경사를 갖는 PDMS 구멍을 제작하였다. 이 구멍의 특성은 희생 기둥의 모양을 사진공정을 통해 제어함으로써 다양하게 조절할 수 있다.

상기의 모든 공정은 생체적합성을 고려하여, 이온화 경향이 낮고 생체 적합성이 높은 금을 전극의 재료로 사용하여 부식으로 인한 독성 유발되지 않도록 하였다. 그리고 영물이 인체 조직과 가장 유사한 PDMS를 전극의 재료로 사용함으로써, 조직에 가해지는 물리적인 자극을 최소화 하였다. 추가로 HEMA와 MPTMS 등 PDMS와 금의 접착력 향상을 위해

사용한 화학적 가교제 역시 생체 적합성을 고려하여 선정하여 생체적합성을 고려하여 전극 제작 공정을 설계하고 제작하였다.

제작한 2종의 플라토 전극을 척수와 후강막울에 적용하여 신경신호를 획득하였다. 두 실험 모두 설치류를 대상으로 하였으며 척수 신경 신호는 설치류의 회음부영역에 접촉자극을 줌으로써 신경 신호를 기록하였고, 후각막울 실험은 설치류의 코에 냄새 물질을 주입함으로서 활성화된 뇌의 신경 신호를 측정하였다.

5.2 향후 연구방향

제안한 자극용 경사 전극의 특성 분석이 추가로 필요하다. 전류 밀도 분포 측면에서 전극의 구조에 초점을 맞추어 연구가 진행되었으나, 앞으로 동물 실험을 통한 성능 검증이 필요하다. 그리고 경사형 전극에서는 기존에 문제가 되었던 공기 간섭현상을 해결하기 위한 플라토 전극 구조를 적용할 수 없으므로 앞으로 새로운 전극 구조를 고려하거나 영구적인 표면개질 방법을 연구해야할 것으로 생각된다.

그리고 다층 기관을 위한 연결통로 구조를 이용하여 PDMS를 이용한 고집적 다층 전극 어레이의 제작이 필요하다. 지금까지의 연구에서는 다층 기관 제작을 위한 연결통로 구조를 제안하여 단순한 구조의 회로를 제작하여 공정의 가능성을 확인하였다. 추후에는 이 기술을 이용하여 달성할 수 있는 전극 집적도의 확인과 전극의 성능 검증이 필요하다.

PDMS기반의 전극은 높은 수분 흡수율로 인하여 장기간 인체삽입이 어렵다는 단점이 있다. 따라서 PDMS의 표면처리 혹은 다른 폴리머와의 혼합 등을 통하여 수분흡수율을 낮추는 연구가 병행되어야 한다.

최종적으로는 그림 5-1처럼 금속을 사용하지 않는 전체가 모두 폴리머

기반의 전극제작을 통해 인장력 및 굽힘에 따른 전극의 파손 문제를 해결하고, 금속과 폴리머와의 접착력 문제를 회피하는 전극 제작이 가능할 것이다.

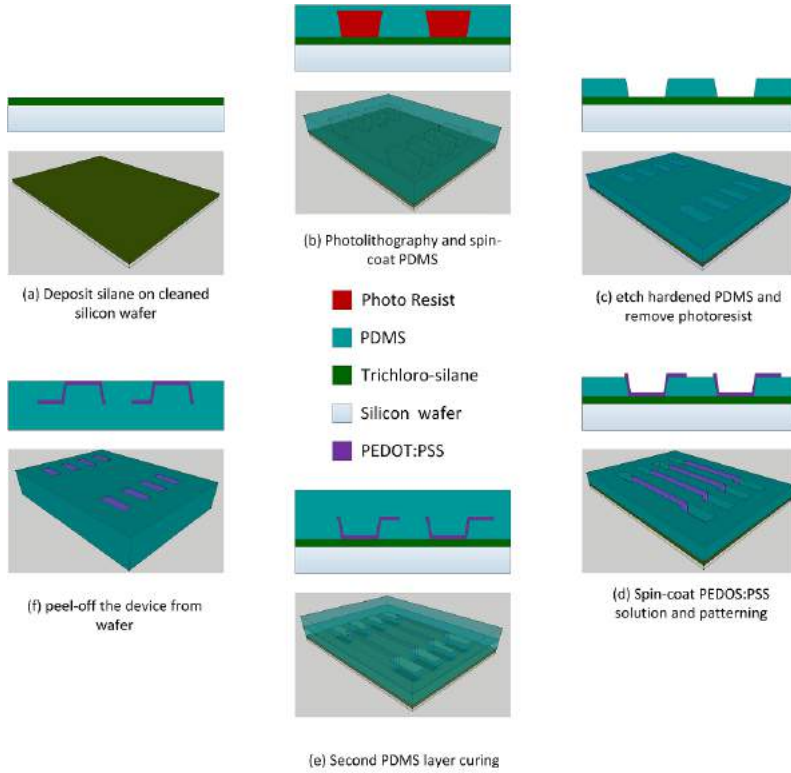


그림 5-1. 폴리머로만 구성된 신경 전극

참고 문헌

- [1] A. M. Aravanis, L.-P. Wang, F. Zhang, L. A. Meltzer, M. Z. Mogri, M. B. Schneider, and K. Deisseroth, "An optical neural interface: In vivo control of rodent motor cortex with integrated fiberoptic and optogenetic technology," *Journal of Neural Engineering*, vol. 4, no. 3, S143, Sep. 1, 2007.
- [2] J. P. Donoghue, A. Nurmikko, M. Black, and L. R. Hochberg, "Assistive technology and robotic control using motor cortex ensemble-based neural interface systems in humans with tetraplegia," *The Journal of Physiology*, vol. 579, no. 3, pp. 603–611, Mar. 15, 2007.
- [3] J. P. Donoghue, "Bridging the brain to the world: A perspective on neural interface systems," *Neuron*, vol. 60, no. 3, pp. 511–521, Nov. 6, 2008.
- [4] N. G. Hatsopoulos and J. P. Donoghue, "The science of neural interface systems," *Annual review of neuroscience*, vol. 32, pp. 249–266, 2009.
- [5] Y. Nam, "Material considerations for in vitro neural interface technology," *MRS Bulletin*, vol. 37, no. 6, pp. 566–572, Jun. 2012.
- [6] C. Disselhorst-Klug, J. Silny, and G. Rau, "Improvement of spatial resolution in surface-EMG: A theoretical and experimental comparison of different spatial filters," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 44, no. 7, pp. 567–574, Jul. 1997.
- [7] C. Disselhorst-Klug, J. Bahm, V. Ramaekers, A. Trachterna, and G. Rau, "Non-invasive approach of motor unit recording during muscle contractions in humans," en, *European Journal of Applied Physiology*, vol. 83, no. 2-3, pp. 144–150, Oct. 2000.
- [8] H. Reucher, G. Rau, and J. Silny, "Spatial Filtering of Noninvasive Multielectrode EMG: Part I-Introduction to Measuring Technique and Applications," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. BME-34, no. 2, pp. 98–105, Feb. 1987.
- [9] K. C. Cheung, "Implantable microscale neural interfaces," en, *Biomedical Microdevices*, vol. 9, no. 6, pp. 923–938, Jan. 2007.
- [10] B. Rubehn, C. Bosman, R. Oostenveld, P. Fries, and T. Stieglitz, "A MEMS-based flexible multichannel ECoG-electrode array," en, *Journal of Neural Engineering*, vol. 6, no. 3, p. 036 003, Jun. 2009.

- [11] S. M. Bierer and D. J. Anderson, "Multi-channel spike detection and sorting using an array processing technique," *Neurocomputing*, vol. 26–27, pp. 947–956, Jun. 1999.
- [12] D. A. Wagenaar and S. M. Potter, "Real-time multi-channel stimulus artifact suppression by local curve fitting," *Journal of Neuroscience Methods*, vol. 120, no. 2, pp. 113–120, Oct. 2002.
- [13] M. Taketani and M. Baudry, Eds., *Advances in network electrophysiology: Using multi-electrode arrays*. New York, NY: Springer, 2006, ISBN: 978-0-387-25857-7.
- [14] C. A. Thomas, P. A. Springer, G. E. Loeb, Y. Berwald-Netter, and L. M. Okun, "A miniature microelectrode array to monitor the bioelectric activity of cultured cells," *Experimental Cell Research*, vol. 74, no. 1, pp. 61–66, Sep. 1972.
- [15] G. W. Gross, E. Rieske, G. W. Kreutzberg, and A. Meyer, "A new fixed-array multi-microelectrode system designed for long-term monitoring of extracellular single unit neuronal activity in vitro," *Neuroscience Letters*, vol. 6, no. 2–3, pp. 101–105, Nov. 1977.
- [16] J. L. Novak and B. C. Wheeler, "Multisite hippocampal slice recording and stimulation using a 32 element microelectrode array," vol. 23, no. 2, pp. 149–159, Mar. 1988.
- [17] K. Wise and J. Angell, "A Low-Capacitance Multielectrode Probe for Use in Extracellular Neurophysiology," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. BME-22, no. 3, pp. 212–219, May 1975.
- [18] K. Najafi and K. Wise, "An implantable multielectrode array with on-chip signal processing," *IEEE Journal of Solid-State Circuits*, vol. 21, no. 6, pp. 1035–1044, Dec. 1986.
- [19] K. Wise, J. Angell, and A. Starr, "An Integrated-Circuit Approach to Extracellular Microelectrodes," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. BME-17, no. 3, pp. 238–247, Jul. 1970.
- [20] P. Campbell, K. Jones, R. Huber, K. Horch, and R. Normann, "A silicon-based, three-dimensional neural interface: Manufacturing processes for an intracortical electrode array," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 38, no. 8, pp. 758–768, Aug. 1991.
- [21] S. Suner, M. Fellows, C. Vargas-Irwin, G. Nakata, and J. Donoghue, "Reliability of signals from a chronically implanted, silicon-based electrode array in non-human primate primary motor cortex," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 13, no. 4, pp. 524–541, Dec. 2005.

- [22] K. Wang, *A carbon nanotube microelectrode array for neural stimulation*. Stanford University, 2006.
- [23] L. Berdondini, M. Chiappalone, P. D. van der Wal, K. Imfeld, N. F. de Rooij, M. Koudelka-Hep, M. Tedesco, S. Martinoia, J. van Pelt, G. Le Masson, and A. Garenne, "A microelectrode array (MEA) integrated with clustering structures for investigating in vitro neurodynamics in confined interconnected sub-populations of neurons," *Sensors and Actuators B: Chemical*, vol. 114, no. 1, pp. 530–541, Mar. 2006.
- [24] M. Wesche, M. Hüske, A. Yakushenko, D. Brüggemann, D. Mayer, A. Offenhäusser, and B. Wolfrum, "A nanoporous alumina microelectrode array for functional cell–chip coupling," en, *Nanotechnology*, vol. 23, no. 49, p. 495 303, Dec. 2012.
- [25] P. J. Rousche and R. A. Normann, "Chronic recording capability of the Utah Intracortical Electrode Array in cat sensory cortex," *Journal of Neuroscience Methods*, vol. 82, no. 1, pp. 1–15, Jul. 1998.
- [26] K. Cheung, K. Djupsund, Y. Dan, and L. P. Lee, "Implantable multichannel electrode array based on SOI technology," *Journal of Microelectromechanical Systems*, vol. 12, no. 2, pp. 179–184, Apr. 2003.
- [27] R. A. Green, T. Guenther, C. Jeschke, A. Jaillon, J. F. Yu, W. F. Dueck, W. W. Lim, W. C. Henderson, A. Vanhoestenbergh, N. H. Lovell, and G. J. Suaning, "Integrated electrode and high density feedthrough system for chip-scale implantable devices," *Biomaterials*, vol. 34, no. 26, pp. 6109–6118, Aug. 2013.
- [28] J. Wang, C. Wu, N. Hu, J. Zhou, L. Du, and P. Wang, "Microfabricated Electrochemical Cell-Based Biosensors for Analysis of Living Cells In Vitro," en, *Biosensors*, vol. 2, no. 2, pp. 127–170, Apr. 2012.
- [29] Y.-H. Kim, C. Lee, K.-M. Ahn, M. Lee, and Y.-J. Kim, "Robust and real-time monitoring of nerve regeneration using implantable flexible microelectrode array," *Biosensors and Bioelectronics*, vol. 24, no. 7, pp. 1883–1887, Mar. 2009.
- [30] S. BeMent, K. Wise, D. Anderson, K. Najafi, and K. L. Drake, "Solid-State Electrodes for Multichannel Multiplexed Intracortical Neuronal Recording," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. BME-33, no. 2, pp. 230–241, Feb. 1986.
- [31] W. He, G. C. McConnell, T. M. Schneider, and R. V. Bellamkonda, "A Novel Anti-inflammatory Surface for Neural Electrodes," en, *Advanced Materials*, vol. 19, no. 21, pp. 3529–3533, Nov. 2007.

- [32] Y. Zhong and R. V. Bellamkonda, "Dexamethasone-coated neural probes elicit attenuated inflammatory response and neuronal loss compared to uncoated neural probes," *Brain Research*, vol. 1148, pp. 15–27, May 2007.
- [33] X. Cui, J. Wiler, M. Dzaman, R. A. Altschuler, and D. C. Martin, "In vivo studies of polypyrrole/peptide coated neural probes," *Biomaterials*, vol. 24, no. 5, pp. 777–787, Feb. 2003.
- [34] N. A. Kotov, J. O. Winter, I. P. Clements, E. Jan, B. P. Timko, S. Campidelli, S. Pathak, A. Mazzatenta, C. M. Lieber, M. Prato, R. V. Bellamkonda, G. A. Silva, N. W. S. Kam, F. Patolsky, and L. Ballerini, "Nanomaterials for Neural Interfaces," en, *Advanced Materials*, vol. 21, no. 40, pp. 3970–4004, Oct. 2009.
- [35] V. S. Polikov, P. A. Tresco, and W. M. Reichert, "Response of brain tissue to chronically implanted neural electrodes," *Journal of Neuroscience Methods*, vol. 148, no. 1, pp. 1–18, Oct. 2005.
- [36] E. Azemi, C. F. Lagenaur, and X. T. Cui, "The surface immobilization of the neural adhesion molecule L1 on neural probes and its effect on neuronal density and gliosis at the probe/tissue interface," *Biomaterials*, vol. 32, no. 3, pp. 681–692, Jan. 2011.
- [37] V. Tsytsarev, M. Taketani, F. Schottler, S. Tanaka, and M. Hara, "A new planar multielectrode array: Recording from a rat auditory cortex," en, *Journal of Neural Engineering*, vol. 3, no. 4, p. 293, Dec. 2006.
- [38] M. O. Heuschkel, M. Fejtl, M. Raggenbass, D. Bertrand, and P. Renaud, "A three-dimensional multi-electrode array for multi-site stimulation and recording in acute brain slices," *Journal of Neuroscience Methods*, vol. 114, no. 2, pp. 135–148, Mar. 2002.
- [39] A. Stett, U. Egert, E. Guenther, F. Hofmann, T. Meyer, W. Nisch, and H. Haemmerle, "Biological application of microelectrode arrays in drug discovery and basic research," en, *Analytical and Bioanalytical Chemistry*, vol. 377, no. 3, pp. 486–495, Aug. 2003.
- [40] V. Bucher, M. Graf, M. Stelzle, and W. Nisch, "Low-impedance thin-film polycrystalline silicon microelectrodes for extracellular stimulation and recording," *Biosensors and Bioelectronics*, vol. 14, no. 7, pp. 639–649, Oct. 1999.
- [41] A. E. Grumet, J. L. Wyatt Jr., and J. F. Rizzo III, "Multi-electrode stimulation and recording in the isolated retina," *Journal of Neuroscience Methods*, vol. 101, no. 1, pp. 31–42, Aug. 2000.

- [42] S. Boppart, B. Wheeler, and C. Wallace, "A flexible perforated microelectrode array for extended neural recordings," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 39, no. 1, pp. 37–42, Jan. 1992.
- [43] C. González and M. Rodríguez, "A flexible perforated microelectrode array probe for action potential recording in nerve and muscle tissues," *Journal of Neuroscience Methods*, vol. 72, no. 2, pp. 189–195, Apr. 1997.
- [44] Y.-Y. Chen, H.-Y. Lai, S.-H. Lin, C.-W. Cho, W.-H. Chao, C.-H. Liao, S. Tsang, Y.-F. Chen, and S.-Y. Lin, "Design and fabrication of a polyimide-based microelectrode array: Application in neural recording and repeatable electrolytic lesion in rat brain," *Journal of Neuroscience Methods*, vol. 182, no. 1, pp. 6–16, Aug. 2009.
- [45] K. C. Cheung, P. Renaud, H. Tanila, and K. Djupsund, "Flexible polyimide microelectrode array for in vivo recordings and current source density analysis," *Biosensors and Bioelectronics*, vol. 22, no. 8, pp. 1783–1790, Mar. 2007.
- [46] T. Stieglitz, H. Beutel, M. Schuettler, and J.-U. Meyer, "Micromachined, Polyimide-Based Devices for Flexible Neural Interfaces," *Biomedical Microdevices*, vol. 2, no. 4, pp. 283–294, Dec. 2000.
- [47] B. A. Wester, R. H. Lee, and M. C. LaPlaca, "Development and characterization of in vivo flexible electrodes compatible with large tissue displacements," *Journal of Neural Engineering*, vol. 6, no. 2, p. 024 002, Apr. 2009.
- [48] D. C. Rodger, A. J. Fong, W. Li, H. Ameri, A. K. Ahuja, C. Gutierrez, I. Lavrov, H. Zhong, P. R. Menon, E. Meng, J. W. Burdick, R. R. Roy, V. R. Edgerton, J. D. Weiland, M. S. Humayun, and Y.-C. Tai, "Flexible parylene-based multielectrode array technology for high-density neural stimulation and recording," *Sensors and Actuators B: Chemical*, Transducers '07/Eurosensors XXI The 14th International Conference on Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems and the 21st European Conference on Solid-State Transducers, vol. 132, no. 2, pp. 449–460, Jun. 2008.
- [49] D. C. Rodger, J. D. Weiland, M. S. Humayun, and Y.-C. Tai, "Scalable high lead-count parylene package for retinal prostheses," *Sensors and Actuators B: Chemical*, vol. 117, no. 1, pp. 107–114, Sep. 2006.
- [50] D.-H. Kim, J. Viventi, J. J. Amsden, J. Xiao, L. Vigeland, Y.-S. Kim, J. A. Blanco, B. Panilaitis, E. S. Frechette, D. Contreras, D. L. Ka-

- plan, F. G. Omenetto, Y. Huang, K.-C. Hwang, M. R. Zakin, B. Litt, and J. A. Rogers, "Dissolvable films of silk fibroin for ultrathin conformal bio-integrated electronics," en, *Nature Materials*, vol. 9, no. 6, pp. 511–517, Jun. 2010.
- [51] K. M. Sami Myllymaa and R. Lappalainen, Eds., *Flexible Implantable Thin Film Neural Electrodes: Recent Advances in Biomedical Engineering*. InTech, 2009, ISBN: 978-953-307-004-9.
- [52] (). - 128) * 64 + (' - 128) 풀우코닝 실리콘 - 다투코닝, [Online]. Available: <https://www.dowcorning.co.kr/> (visited on 12/28/2015).
- [53] K. W. Meacham, R. J. Giuly, L. Guo, S. Hochman, and S. P. DeWeerth, "A lithographically-patterned, elastic multi-electrode array for surface stimulation of the spinal cord," en, *Biomedical Microdevices*, vol. 10, no. 2, pp. 259–269, Oct. 2007.
- [54] T. Adrega and S. P. Lacour, "Stretchable gold conductors embedded in PDMS and patterned by photolithography: Fabrication and electromechanical characterization," en, *Journal of Micromechanics and Microengineering*, vol. 20, no. 5, p. 055 025, May 2010.
- [55] N. Chou, S. Yoo, and S. Kim, "A largely deformable surface type neural electrode array based on pdms," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 21, no. 4, pp. 544–553, Jul. 2013.
- [56] L. Guo, K. Meacham, S. Hochman, and S. DeWeerth, "A PDMS-Based Conical-Well Microelectrode Array for Surface Stimulation and Recording of Neural Tissues," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 57, no. 10, pp. 2485–2494, Oct. 2010.
- [57] W.-Y. Wu, X. Zhong, W. Wang, Q. Miao, and J.-J. Zhu, "Flexible PDMS-based three-electrode sensor," *Electrochemistry Communications*, vol. 12, no. 11, pp. 1600–1604, Nov. 2010.
- [58] M. A. McClain, I. P. Clements, R. H. Shafer, R. V. Bellamkonda, M. C. LaPlaca, and M. G. Allen, "Highly-compliant, microcable neuroelectrodes fabricated from thin-film gold and PDMS," en, *Biomedical Microdevices*, vol. 13, no. 2, pp. 361–373, Jan. 2011.
- [59] I. R. Mineev, D. J. Chew, E. Delivopoulos, J. W. Fawcett, and S. P. Lacour, "High sensitivity recording of afferent nerve activity using ultra-compliant microchannel electrodes: An acute in vivo validation," en, *Journal of Neural Engineering*, vol. 9, no. 2, p. 026 005, Apr. 2012.

- [60] J.-M. Kim, D.-R. Oh, J. Sanchez, S.-H. Kim, and J.-M. Seo, "Fabrication of polydimethylsiloxane (PDMS)-based multielectrode array for neural interface," in *2013 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, Jul. 2013, pp. 1716–1719.
- [61] J.-M. Kim and J.-M. Seo, "Fabrication of polydimethylsiloxane (PDMS)-based flexible electrode array for improving tissue contact," in *6th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering*, ser. IFMBE Proceedings 45, Springer International Publishing, 2015, pp. 341–344.
- [62] R. M. Rothschild, "Neuroengineering tools/applications for bidirectional interfaces, brain–computer interfaces, and neuroprosthetic implants – a review of recent progress," *Frontiers in Neuroengineering*, vol. 3, p. 112, 2010.
- [63] S. J. Hwang, D. J. Oh, P. G. Jung, S. M. Lee, J. S. Go, J.-H. Kim, K.-Y. Hwang, and J. S. Ko, "Dry etching of polydimethylsiloxane using microwave plasma," *Journal of Micromechanics and Microengineering*, vol. 19, no. 9, p. 095 010, Sep. 1, 2009.
- [64] D. S. Bodas and C. Khan-Malek, "Fabrication of long-term hydrophilic surfaces of poly(dimethyl siloxane) using 2-hydroxy ethyl methacrylate," *Sensors and Actuators B: Chemical*, vol. 120, no. 2, pp. 719–723, Jan. 10, 2007.
- [65] H. Cong and T. Pan, "Photopatternable conductive PDMS materials for microfabrication," *Advanced Functional Materials*, vol. 18, no. 13, pp. 1912–1921, Jul. 9, 2008.
- [66] J. L. Sergiy Oleksandrov, "Fabrication of micro- and nano-scale gold patterns on glass by transfer printing," *Journal of nanoscience and nanotechnology*, vol. 9, no. 12, pp. 7481–4, 2009.
- [67] I. Byun, A. W. Coleman, and B. Kim, "Transfer of thin au films to polydimethylsiloxane (PDMS) with reliable bonding using (3-mercaptopropyl) trimethoxysilane (MPTMS) as a molecular adhesive," *Journal of Micromechanics and Microengineering*, vol. 23, no. 8, p. 085 016, Aug. 1, 2013.
- [68] A. Carlson, A. M. Bowen, Y. Huang, R. G. Nuzzo, and J. A. Rogers, "Transfer printing techniques for materials assembly and micro/nanodevice fabrication," *Advanced Materials*, vol. 24, no. 39, pp. 5284–5318, 2012.
- [69] S. E. Lee, S. B. Jun, H. J. Lee, J. Kim, S. W. Lee, C. Im, H.-C. Shin, J. W. Chang, and S. J. Kim, "A flexible depth probe using liquid

- crystal polymer,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 59, no. 7, pp. 2085–2094, Jul. 2012.
- [70] M. Ochoa, P. Wei, A. J. Wolley, K. J. Otto, and B. Ziaie, “A hybrid PDMS-parylene subdural multi-electrode array,” *Biomedical Microdevices*, vol. 15, no. 3, pp. 437–443, Jan. 19, 2013.
 - [71] R. Kim and Y. Nam, “Novel platinum black electroplating technique improving mechanical stability,” in *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2013 35th Annual International Conference of the IEEE*, Jul. 2013, pp. 184–187.
 - [72] A. Butterwick, A. Vankov, P. Huie, Y. Freyvert, and D. Palanker, “Tissue damage by pulsed electrical stimulation,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 54, no. 12, pp. 2261–2267, Dec. 2007.
 - [73] M. Pinsker, F. Amtage, M. Berger, G. Nikkhah, and L. T. Elst, “Psychiatric side-effects of bilateral deep brain stimulation for movement disorders,” in *Stereotactic and Functional Neurosurgery*, G. Nikkhah and M. Pinsker, Eds., Springer Vienna, 2013, pp. 47–51.
 - [74] V. T. Krasteva and S. P. Papazov, “Estimation of current density distribution under electrodes for external defibrillation,” *BIOMEDICAL Engineering OnLine*, vol. 1, p. 7, Dec. 16, 2002.
 - [75] C. C. McIntyre and W. M. Grill, “Finite element analysis of the current-density and electric field generated by metal microelectrodes,” *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 29, no. 3, pp. 227–235, Mar. 1, 2001.
 - [76] S. B. K. T. C. Baynham, “Line stimulation parallel to myofibers enhances regional uniformity of transmembrane voltage changes in rabbit hearts,” *Circulation Research*, vol. 81, no. 2, pp. 229–241, Aug. 1, 1997.
 - [77] J. H. Huth, “Mixed boundary value problems in potential theory,” *Journal of the Franklin Institute*, vol. 257, no. 2, pp. 121–124, Feb. 1954.
 - [78] J. Troy, D. Cantrell, A. Taflove, and R. Ruoff, “Modeling the electrode-electrolyte interface for recording and stimulating electrodes,” in *28th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2006. EMBS’06*, Aug. 2006, pp. 879–881.
 - [79] Y. Song, E. Lee, E. J. Woo, and J. K. Seo, “Optimal geometry toward uniform current density electrodes,” *Inverse Problems*, vol. 27, no. 7, p. 075 004, 2011.

- [80] J. Guimont and B. Ziaie, "A batch-manufacturable uniform current density metallic-shell hemispherical microelectrode," in *26th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2004. IEMBS '04*, vol. 2, Sep. 2004, pp. 4149–4152.
- [81] G. Suaning, M. Schuettler, J. Ordonez, and N. Lovell, "Fabrication of multi-layer, high-density micro-electrode arrays for neural stimulation and bio-signal recording," in *Neural Engineering, 2007. CNE '07. 3rd International IEEE/EMBS Conference on*, May 2007, pp. 5–8.
- [82] S. Lacour, C. Tsay, S. Wagner, Z. Yu, and B. Morrison, "Stretchable micro-electrode arrays for dynamic neuronal recording of in vitro mechanically injured brain," in *2005 IEEE Sensors*, Oct. 2005.
- [83] I. D. Johnston, D. K. McCluskey, C. K. L. Tan, and M. C. Tracey, "Mechanical characterization of bulk sylgard 184 for microfluidics and microengineering," *Journal of Micromechanics and Microengineering*, vol. 24, no. 3, p. 035 017, 2014.
- [84] S. Bhattacharya, A. Datta, J. Berg, and S. Gangopadhyay, "Studies on surface wettability of poly(dimethyl) siloxane (PDMS) and glass under oxygen-plasma treatment and correlation with bond strength," *Journal of Microelectromechanical Systems*, vol. 14, no. 3, pp. 590–597, Jun. 2005.
- [85] C. de Menezes Atayde and I. Doi, "Highly stable hydrophilic surfaces of PDMS thin layer obtained by UV radiation and oxygen plasma treatments," *Physica status solidi (c)*, vol. 7, no. 2, pp. 189–192, Feb. 1, 2010.
- [86] G. A. Ascoli and J. L. Krichmar, "L-neuron: A modeling tool for the efficient generation and parsimonious description of dendritic morphology," *Neurocomputing*, vol. 32–33, pp. 1003–1011, 2000.
- [87] T. A. Green, "Gold etching for microfabrication," *Gold Bulletin*, vol. 47, no. 3, pp. 205–216, Sep. 2014.
- [88] W. Chen, R. H. W. Lam, and J. Fu, "Photolithographic surface micromachining of polydimethylsiloxane (PDMS)," *Lab Chip*, vol. 12, no. 2, pp. 391–395, 2012.
- [89] J. N. Lee, C. Park, and G. M. Whitesides, "Solvent compatibility of poly(dimethylsiloxane)-based microfluidic devices," *Analytical Chemistry*, vol. 75, no. 23, pp. 6544–6554, Dec. 2003.

- [90] H.-Y. Chen, A. A. McClelland, Z. Chen, and J. Lahann, "Solventless adhesive bonding using reactive polymer coatings," *Analytical Chemistry*, vol. 80, no. 11, pp. 4119–4124, Jun. 1, 2008.
- [91] J. H. Koschwanetz, R. H. Carlson, and D. R. Meldrum, "Thin PDMS films using long spin times or tert-butyl alcohol as a solvent," *PLOS ONE*, vol. 4, no. 2, Feb. 24, 2009.
- [92] M. Köhler, "Wet-chemical etching methods," in *Etching in Microsystem Technology*. Wiley-VCH Verlag GmbH, 2007, pp. 29–110.
- [93] G. Tsigaridas, D. Polyzos, A. Ioannou, M. Fakis, and P. Persephonis, "Theoretical and experimental study of refractive index sensors based on etched fiber bragg gratings," *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 209, pp. 9–15, Mar. 2014.
- [94] L. Cau, P. Deplano, L. Marchio, M. L. Mercuri, L. Pilia, A. Serpe, and E. F. Trogu, "New powerful reagents based on dihalogen/n,n [prime or minute]-dimethylperhydrodiazepine-2,3-dithione adducts for gold dissolution: The ibr case," *Dalton Trans.*, pp. 1969–1974, 10 2003.
- [95] A. Serpe, L. Marchiò, F. Artizzu, M. L. Mercuri, and P. Deplano, "Effective one-step gold dissolution using environmentally friendly low-cost reagents," *Chemistry – A European Journal*, vol. 19, no. 31, pp. 10 111–10 114, 2013.
- [96] W. Lin, R.-W. Zhang, S.-S. Jang, C.-P. Wong, and J.-I. Hong, "(- 128) * 64 + (- 128) %Organic Aqua Regia" - Powerful Liquids for Dissolving Noble Metals," *Angewandte Chemie International Edition*, vol. 49, no. 43, pp. 7929–7932, 2010.
- [97] E. Delivopoulos, D. J. Chew, I. R. Mineev, J. W. Fawcett, and S. P. Lacour, "Concurrent recordings of bladder afferents from multiple nerves using a microfabricated PDMS microchannel electrode array," *Lab on a Chip*, vol. 12, no. 14, p. 2540, 2012.
- [98] B. Balakrishnan, S. Patil, and E. Smela, "Patterning PDMS using a combination of wet and dry etching," *Journal of Micromechanics and Microengineering*, vol. 19, no. 4, p. 047 002, Apr. 1, 2009.
- [99] W. Longsine-Parker and A. Han, "Laser stenciling: A low-cost high-resolution CO₂ laser micromachining method," *Journal of Micromechanics and Microengineering*, vol. 22, no. 1, p. 015 006, Jan. 1, 2012.
- [100] M. Schuettler, C. Henle, J. Ordonez, G. Suaning, N. Lovell, and T. Stieglitz, "Patterning of silicone rubber for micro-electrode array

- fabrication,” in *3rd International IEEE/EMBS Conference on Neural Engineering, 2007. CNE '07*, May 2007, pp. 53–56.
- [101] N. Qu, X. Chen, H. Li, and D. Zhu, “Fabrication of PDMS micro through-holes for electrochemical micromachining,” *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, vol. 72, no. 1, pp. 487–494, Feb. 19, 2014.
 - [102] A. Bhagat, P. Jothimuthu, and I. Papautsky, “Photosensitive poly (dimethyl-siloxane) (photopdms) for rapid and simple polymer fabrication,” in *Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems Conference*, Jun. 2007, pp. 537–540.
 - [103] C. Mack, “Introduction to semiconductor lithography,” in *Fundamental Principles of Optical Lithography*. John Wiley & Sons, Ltd, 2007, pp. 1–28, ISBN: 9780470723876.
 - [104] A. Cerf and C. Vieu, *Soft Lithography, a Tool to Address Single-Objects Investigations*. INTECH Open Access Publisher, 2010, ISBN: 978-953-307-064-3.
 - [105] A. Mata, A. J. Fleischman, and S. Roy, “Characterization of polydimethylsiloxane (PDMS) properties for biomedical micro/nanosystems,” *Biomedical Microdevices*, vol. 7, no. 4, pp. 281–293, Dec. 2005.
 - [106] J. H. Ryoo, G. S. Jeong, E. Kang, and S. H. Lee, “Ultrathin, hyperelastic PDMS nano membrane: Fabrication and characterization,” in *The 15th international conference on miniaturized systems for chemistry and life sciences.. Royal Society of Chemistry, Seattle, Washington, USA*, 2011.
 - [107] M. Thompson, L.-E. Cheran, and S. Sadeghi, *Sensor Technology in Neuroscience*, ser. RSC Detection Science. The Royal Society of Chemistry, 2012, P001–215, ISBN: 978-1-84973-379-3. DOI: 10.1039/9781849735414.
 - [108] H. Lee, *Fundamentals of Microelectronics Processing*, ser. McGraw-Hill chemical engineering series. McGraw-Hill Education, 1990, ISBN: 9780071007962.
 - [109] W. Franks, I. Schenker, P. Schmutz, and A. Hierlemann, “Impedance characterization and modeling of electrodes for biomedical applications,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 52, no. 7, pp. 1295–1302, Jul. 2005.
 - [110] M. Bikson, A. Datta, and M. Elwassif, “Establishing safety limits for transcranial direct current stimulation,” *Clinical neurophysiol-*

- ogy : Official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*, vol. 120, no. 6, pp. 1033–1034, Jun. 2009.
- [111] P. Kuzyk and E. Schemitsch, “The science of electrical stimulation therapy for fracture healing,” *Indian Journal of Orthopaedics*, vol. 43, no. 2, pp. 127–131, 2009.
 - [112] R. Kim and Y. Nam, “Novel platinum black electroplating technique improving mechanical stability,” in *2013 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, Jul. 2013, pp. 184–187.
 - [113] S. F. Cogan, “Neural stimulation and recording electrodes,” *Annual Review of Biomedical Engineering*, vol. 10, no. 1, pp. 275–309, 2008.
 - [114] J. Rubinstein, F. Spelman, M. Soma, and M. Suesserman, “Current density profiles of surface mounted and recessed electrodes for neural prostheses,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. BME-34, no. 11, pp. 864–875, Nov. 1987.
 - [115] D. Ksienski, “A minimum profile uniform current density electrode,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 39, no. 7, pp. 682–692, Jul. 1992.
 - [116] M. Suesserman, F. Spelman, and J. Rubinstein, “In vitro measurement and characterization of current density profiles produced by nonrecessed, simple recessed, and radially varying recessed stimulating electrodes,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 38, no. 5, pp. 401–408, May 1991.
 - [117] D. B. McCreery, W. F. Agnew, T. G. Yuen, and L. Bullara, “Charge density and charge per phase as cofactors in neural injury induced by electrical stimulation,” *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 37, no. 10, pp. 996–1001, 1990.
 - [118] J. Jeong, S. H. Bae, K. S. Min, J.-M. Seo, H. Chung, and S. J. Kim, “A miniaturized, eye-conformable, and long-term reliable retinal prosthesis using monolithic fabrication of liquid crystal polymer (LCP),” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 62, no. 3, pp. 982–989, Mar. 2015.
 - [119] J. Wu, R. Wang, H. Yu, G. Li, K. Xu, N. C. Tien, R. C. Roberts, and D. Li, “Inkjet-printed microelectrodes on PDMS as biosensors for functionalized microfluidic systems,” *Lab Chip*, vol. 15, no. 3, pp. 690–695, 2015.
 - [120] C. A. Desoer and E. S. Kuh, *Basic circuit theory*. Tata McGraw-Hill Education, 2009.

- [121] H. J. Lee, Y. Nam, C. S. Koh, C. Im, I. S. Seo, S. Choi, and H.-C. Shin, "Odor-dependent hemodynamic responses measured with NIRS in the main olfactory bulb of anesthetized rats," *Experimental Neurobiology*, vol. 20, no. 4, p. 189, 2011.
- [122] J.-S. Noh, "Cracked titanium film on an elastomeric substrate for highly flexible, transparent, and low-power strain sensors," *Nanoscale research letters*, vol. 8, no. 1, pp. 1–7, 2013.
- [123] J. Park, H. S. Kim, and A. Han, "Micropatterning of poly (dimethylsiloxane) using a photoresist lift-off technique for selective electrical insulation of microelectrode arrays," *Journal of micromechanics and microengineering : Structures, devices, and systems*, vol. 19, p. 65 016, May 20, 2009.
- [124] J. H. Choi, H. Lee, H. K. Jin, J.-s. Bae, and G. M. Kim, "Micropatterning of neural stem cells and purkinje neurons using a polydimethylsiloxane (PDMS) stencil," *Lab on a Chip*, vol. 12, no. 23, p. 5045, 2012.
- [125] L. Guo and S. P. DeWeerth, "PDMS-based conformable microelectrode arrays with selectable novel 3-d microelectrode geometries for surface stimulation and recording," in *Engineering in Medicine and Biology Society, 2009. EMBC 2009. Annual International Conference of the IEEE*, IEEE, 2009, pp. 1623–1626.
- [126] W. B. Nelson, Ed., *Accelerated Testing: Statistical Models, Test Plans, and Data Analysis*. Wiley, 2004, ISBN: 978-0-471-69736-7.
- [127] W. Wesselink, J. Holsheimer, H. B. Boom, *et al.*, "Analysis of current density and related parameters in spinal cord stimulation," *Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 6, no. 2, pp. 200–207, 1998.
- [128] W. Agnew, D. McCreery, T. Yuen, and L. Bullara, "Local anaesthetic block protects against electrically-induced damage in peripheral nerve," *Journal of Biomedical Engineering*, vol. 12, no. 4, pp. 301–308, 1990.
- [129] S. H. Hall, G. W. Hall, and J. A. McCall, *High speed digital system design: A handbook of interconnect theory and design practices*. New York: Wiley, 2000, 347 pp., ISBN: 978-0-471-36090-2.
- [130] J. H. Choi and G. M. Kim, "Fabrication of PDMS stencil using gas blowing for micropatterned 3t3 cell culture," *Journal of the Korean Society of Precision Engineering*, vol. 30, no. 2, pp. 236–240, Feb. 1, 2013.

Abstract

Design and Implementation of PDMS-based, Plateau-type, Electrode Structure for Neural Interface

Jun-min Kim

School of Computer Science & Engineering

The Graduate School

Seoul National University

We propose a method of fabricating polydimethylsiloxane (PDMS)-based flexible microelectrode arrays (MEAs) featuring plateau shape microelectrodes. Wire of this MEA is fabricated as plateau shape, and flat area of upper side is used as electrode by exposing. Conventional polyimide or parylene MEAs have the limitations of low conformability, high Young's modulus and the gap between electrodes and neurons. This gap is not problem in soft tissues such as brain due to the repopulation phenomenon, but it would be the main cause of signal degradation on fiber bundle such as spinal cord. Proposed PDMS-based fabrication technique is reliable and time-efficient, and enables that the electrodes on the surface of MEAs connect to neurons closely. PDMS well follow the curvature of the neural tissue

because of its high conformability compared to the other polymers, and it is possible to minimize the injury caused by the movement of the MEAs because the Young's modulus of PDMS is similar to body organization. The primary advantage is that measured signal strength is larger than recessed electrode because there is no space between electrode and neural cell. Reliable neural recording is possible with adjusting the position of the electrode during the experiment because air is not trapped on the electrodes. In addition, the miniaturization of the electrode is possible using multilayer scheme because the electrode layers and conductor layers are different. Using this technique, electrodes have been fabricated with diameters as $130\text{ }\mu\text{m}$ and 8-channel arrays have been fabricated with center-to-center electrode spacings of $300\text{ }\mu\text{m}$. And a simultaneous multichannel neural recording is successfully achieved from the spinal cord of the rodents. In this paper, experimental results are describing about fabrication technique and difficulties, electrode 3D profile, electrode impedance, and MEAs performance in vivo experiment.

In aspect of stimulation, current density distribution of conventional vertical-wall electrode is not uniform, and maximized on the edge of the electrode. But we confirmed that current density distribution became changed according to shape of electrode wall. To control angle of photoresist post, we used underexposure method. According to distance of mask and photoresist film and underexposure, angle of photoresist post was easily controlled. And we simulated current density distribution of 3 different type electrode(vertical-edge electrode, slanted-edge electrode, surface mounted electrode) using COMSOL Multiphysics simulator.

We proposed novel slanted via scheme without plating process to replace conventional vertical via scheme. Titanium was excluded because it had high resistivity during multilayer fabrication. In this paper, PDMS-based two layer device which had 8 vias and 5 time wire crossing was developed.

Neural signal recording was conducted using above plateau electrode. One experiment was to validate by recording the spinal cord by stimulating the perineal region of the rodent. Another was to validate by recording olfactory bulb signal, after inserting 2 type of smell materials.

Keywords : neural interface, PDMS, air trap, multilayer, mulielectrode array

Student Number : 2011-30222